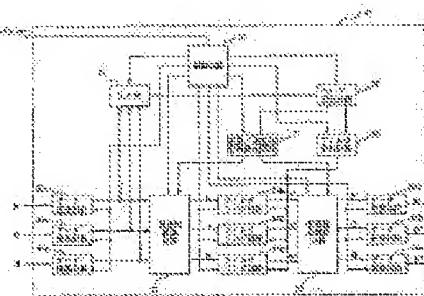


**ENDOSCOPIC IMAGE PROCESSING DEVICE****Publication number:** JP8313823 (A)**Publication date:** 1996-11-29**Inventor(s):** NISHIMURA HIROICHI; YAMAZAKI KENJI; NONAMI TETSUO +**Applicant(s):** OLYMPUS OPTICAL CO +**Classification:****- international:** A61B1/04; G02B23/24; G02B23/26; A61B1/04; G02B23/24; G02B23/26; (IPC1-7): A61B1/04; G02B23/24; G02B23/26**- European:****Application number:** JP19950116138 19950515**Priority number(s):** JP19950116138 19950515**Abstract of JP 8313823 (A)**

**PURPOSE:** To apply the optimal image processing to every image of endoscopic images and to make its hardware at a low cost. **CONSTITUTION:** This device is composed of a coordinate axis transforming circuit 53 for converting R, G, B image data to u, v, w image data, filtering circuits 54a, 54b, 54c for filtering the u, v, w image data, a coordinate axis inverse transforming circuit 55 for inversely converting the u, v, w image data after filtering to R, G, B image data, data converting circuits 56a, 56b, 56c for converting the R, G, B image data after inverse conversion and outputting them as the image data of processing result, a converting/inverse converting matrix setting circuit 57 for setting a coordinate axis transforming matrix A and a coordinate axis inverse transforming matrix A-1, a filter setting circuit 58 for setting a filter and a mode deciding circuit 59 for deciding the processing mode of emphasis processing.



---

Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-313823

(43)公開日 平成8年(1996)11月29日

(51)Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	府内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 2 B 23/24			G 0 2 B 23/24	B
A 6 1 B 1/04	3 7 0		A 6 1 B 1/04	3 7 0
G 0 2 B 23/26			G 0 2 B 23/26	D

審査請求 未請求 請求項の数1 O L (全49頁)

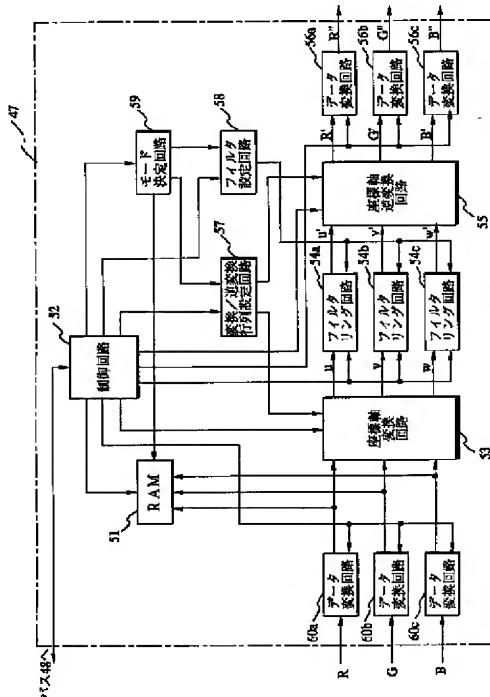
(21)出願番号	特願平7-116138	(71)出願人	000000376 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22)出願日	平成7年(1995)5月15日	(72)発明者	西村 博一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ ンパス光学工業株式会社内
		(72)発明者	山▲崎▼ 健二 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ ンパス光学工業株式会社内
		(72)発明者	野波 徹緒 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ ンパス光学工業株式会社内
		(74)代理人	弁理士 伊藤 進

(54)【発明の名称】 内視鏡画像処理装置

(57)【要約】

【目的】 内視鏡画像に対し、画像ごとに最適な画像処理を適用することを可能とするとともに、ハードウェア化においても低コストでの実現を可能とする。

【構成】 R, G及びB画像データをu, v及びw画像データに変換する座標軸変換回路53と、u, v及びw画像データをフィルタリングするためのフィルタリング回路54a, 54b及び54cと、フィルタリング後のu, v及びw画像データをR, G及びB画像データに逆変換する座標軸逆変換回路55と、逆変換後のR, G及びB画像データを変換し処理結果画像データとして出力するデータ変換回路56a, 56b及び56cと、座標軸変換行列A及び座標軸逆変換行列A-1を設定する変換／逆変換行列設定回路57と、フィルタを設定するフィルタ設定回路58と、強調処理の処理モードを決定するためのモード決定回路59とからなる。



**【特許請求の範囲】**

**【請求項1】** 内視鏡撮像装置により入力される、複数の色信号に分割された内視鏡画像に対し、所定の画像処理を施す内視鏡画像処理装置において、少なくとも1組の変換行列及び逆変換行列を設定する変換／逆変換行列設定手段と、フィルタを設定するフィルタ設定手段と、前記変換／逆変換行列設定手段により設定された前記変換行列を用いて前記複数の色信号を新たな複数の色信号に変換する変換手段と、前記変換手段により得られた前記新たな複数の色信号の少なくとも1つに前記フィルタ設定手段により設定された前記フィルタを用いたフィルタリングを適用するフィルタリング手段と、前記変換／逆変換行列設定手段により設定された前記逆変換行列を用いて前記フィルタリング手段によるフィルタリング適用後の前記新たな色信号を前記複数の色信号に逆変換する逆変換手段とを備え、前記フィルタ設定手段は内視鏡画像を構成する前記複数の色信号に基づき前記フィルタを設定することを特徴とする内視鏡画像処理装置。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

**【産業上の利用分野】** 本発明は、画像を複数の色信号に分解し、分解した色信号に対して適切な処理を施すことにより、認識能を向上させた内視鏡画像処理装置に関する。

**【0002】**

**【従来の技術】** 近年、細長の挿入部を体腔内に挿入することにより、切開を必要とせず体腔内の患部等を観察したり、必要に応じ処置具を用いて治療処理のできる内視鏡が広く用いられている。

**【0003】** 上記内視鏡においては、像伝送手順にイメージガイドを用いた光学式の内視鏡（ファイバースコープ）の他に、CCD等の固体撮像手順を用いた電子式の内視鏡（以下、電子内視鏡または電子スコープ）が実用化されている。

**【0004】** また、ファイバースコープの接眼部にCCD等の固体撮像手順を用いた撮像カメラを接続することにより、モニタ上でのカラー表示ができるものもある。

**【0005】** さらに、最近ではこのような内視鏡装置から得られる映像信号に対し、様々な処理を施すことにより、人間の視覚的認識を補助し、診断能を向上させる試みがなされている。

**【0006】** 本出願人も、特開平4-314181号公報において、内視鏡画像内の関心領域における粘膜表面等の微細模様を形成するデータ変動を画像ごとに統計的手法により抽出し、前記データ変動を最適に強調することにより明瞭な観察が可能となる内視鏡画像処理装置及び方法を提案している。

**【0007】**

**【発明が解決しようとする課題】** ところで、本出願人が特開平4-314181号公報において提案した内視鏡画像強調処理（以下、強調処理）は、画像中に関心領域を自動的に設定し、関心領域内における微細構造成分を形成するデータ変動を抽出し、統計的手法を用いてデータ変動の方向に基づく座標軸変換行列及び座標軸逆変換行列を導出している。これらの座標軸変換行列及び座標軸逆変換行列は画像ごと求めるため、それぞれの画像に対しては最適な強調処理結果画像を得ることが可能である。一方、関心領域の自動設定、データ変動を抽出するための統計的手法等においては、その処理内容は比較的複雑であることから、強調処理のより低コストでのハードウェア実現に対する要望が強まっていた。

**【0008】** 本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡画像に対し、画像ごとに最適な画像処理を適用することが可能であるとともに、ハードウェア化においても低コストでの実現が可能な内視鏡画像処理装置を提供することを目的としている。

**【0009】**

**【課題を解決するための手段及び作用】** 本発明の内視鏡画像処理装置は、内視鏡撮像装置により入力される、複数の色信号に分割された内視鏡画像に対し、所定の画像処理を施す内視鏡画像処理装置において、少なくとも1組の変換行列及び逆変換行列を設定する変換／逆変換行列設定手段と、フィルタを設定するフィルタ設定手段と、前記変換／逆変換行列設定手段により設定された変換行列を用いて前記複数の色信号を新たな複数の色信号に変換する変換手段と、前記変換手段により得られた前記新たな複数の色信号の少なくとも1つに前記フィルタ設定手段により設定されたフィルタを用いたフィルタリングを適用するフィルタリング手段と、前記変換／逆変換行列設定手段により設定された逆変換行列を用いて前記フィルタリング手段によるフィルタリング適用後の前記新たな色信号を前記複数の色信号に逆変換する逆変換手段とを備え、前記フィルタ設定手段は内視鏡画像を構成する前記複数の色信号に基づきフィルタを設定することで、内視鏡画像に対し、画像ごとに最適な画像処理を適用することを可能とともに、ハードウェア化においても低コストでの実現を可能とする。

**【0010】**

**【実施例】** 以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

**【0011】** 図1ないし図18は本発明の第1実施例に係わり、図1は画像処理装置を備えた電子内視鏡システムの構成を示す構成図、図2は図1の内視鏡システムの詳細な構成を示すブロック構成図、図3は図1の画像処理装置の構成を示す構成図、図4は図3の画像処理部の構成を示すブロック図、図5は図4の画像処理部における強調処理非適用時のフィルタを説明するための説明

図、図6は図4の画像処理部での処理の流れを示すフローチャート、図7は図4の画像処理部における画素のサンプリング動作を説明するための説明図、図8は図4の画像処理部におけるサンプリングを説明するための説明図、図9は図6の明部画素除外処理の処理の流れを示すフローチャート、図10は図6の暗部画素除外処理の処理の流れを示すフローチャート、図11は図6のモード設定処理の処理の流れを示すフローチャート、図12は図11のモード設定処理を説明するための説明図、図13は図4のフィルタリング回路に適用するフィルタF<sub>e</sub>及びノイズ抑制フィルタF<sub>n r</sub>の周波数伝達特性の概要を示す説明図、図14は図11のモード設定処理において使用する2次元配列の第1の作成方法の流れを示す第1のフローチャート、図15は図11のモード設定処理において使用する2次元配列の第1の作成方法の流れを示す第2のフローチャート、図16は図11のモード設定処理において使用する2次元配列の第2の作成方法の流れを示す第1のフローチャート、図17は図11のモード設定処理において使用する2次元配列の第2の作成方法の流れを示す第2のフローチャート、図18は図11のモード設定処理において使用する2次元配列の第2の作成方法の流れを示す第3のフローチャートである。

【0012】図1に示すように内視鏡システム1は撮像手段を備えた電子内視鏡装置2と、撮像された画像に対して、強調処理を行う画像処理装置3と、画像を記録する画像記録装置4から構成される。

【0013】電子内視鏡装置2は、被写体を撮像する撮像手段である電子内視鏡6と、この電子内視鏡6に照明光を供給する光源部7A及び撮像手段に対する信号処理を行う信号処理部7Bを内蔵した観察装置7と、この観察装置7から出力される画像信号を表示する観察用モニタ8とから構成される。

【0014】上記電子内視鏡6は生体9内に挿入される細長に挿入部11と、この挿入部11の後端に形成された操作部12と、この操作部12から延出されたユニバーサルケーブル13とから構成され、このユニバーサルケーブル13の先端に設けたコネクタ14を観察装置7に接続することができる。

【0015】上記挿入部11内にはライトガイド15が挿通され(図1の円内の電子内視鏡6の先端拡大図参照)、コネクタ14を観察装置7に接続することにより、光源部7Aから照明光が入射端面に供給される。そして照明光がライトガイド15によって伝送され、先端部16側の端面から前方に出射され、生体9内の対象部位を照明する。この照明された対象部位は先端部16に設けた対物レンズ17によってその結像位置に配置されたCCD18に結像され、光電変換される。この対物レンズ17とCCD18とで撮像手段としての撮像部19を形成する。

【0016】上記CCD18で光電変換された画像信号

は観察装置7内の信号処理部7Bにより、信号処理されて画像信号が生成され、この画像信号は観察用モニタ8に出力されると共に、画像処理装置3に出力され、画像処理装置3により画像処理された画像が内視鏡画像記録装置4に記録される。

【0017】次に、観察装置7における光源部7Aと信号処理部7Bの構成について説明する。

【0018】図2に示すように、光源部7Aは、紫外光から赤外光に至る広帯域の光を発光するランプ21を備えている。このランプ21としては、一般的なキセノンランプやストロボランプ等を用いることができる。上記キセノンランプやストロボランプは、可視光のみならず紫外光及び赤外光を大量に発生する。

【0019】このランプ21は、電源22によって電力が供給されて発光するようになっている。上記ランプ21の前方には、モータ23によって回転駆動される回転フィルタ24が配設されている。この回転フィルタ24には通常観察用の赤(R)、緑(G)、青(B)の各波長領域の光を透過するフィルタが周方向に沿って配列されている。

【0020】また、モータ23はモータドライバ25によって回転が制御されて駆動されるようになっている。上記回転フィルタ24を透過し、R、G、Bの各波長領域の光に時系列的に分離された光は、さらにライトガイド15の入射端に入射され、このライトガイド15を介して先端部16側の出射端面に導かれ、この出射端面から前方に出射されて、観察部位等を照明するようになっている。

【0021】この照明光による観察部位等の被検体(被写体)からの戻り光は、対物レンズ17によって、CCD18上に結像され、光電変換されるようになっている。このCCD18には、信号線26を介して、信号処理部7B内のドライバ31からの駆動パルスが印加され、この駆動パルスによって光電変換された被検体の画像に対応した電気信号(映像信号)の読み出しが行われるようになっている。

【0022】このCCD18から読み出された電気信号は、信号線27を介して、電子内視鏡6内または観察装置7内に設けられたプリアンプ32に入力されるようになっている。このプリアンプ32で増幅された映像信号は、プロセス回路33に入力され、γ補正、ホワイトバランス及び色調の調整等の信号処理を施され、A/Dコンバータ34によって、デジタル信号に変換されるようになっている。プロセス制御回路50はプロセス回路33に接続され、プロセス回路33において適用するプロセスの制御を行うようになっている。

【0023】このデジタルの映像信号は、セレクト回路35によって、例えば赤(R)、緑(G)、青(B)の各色に対応する3つのメモリ(1)36a、メモリ(2)36b、メモリ(3)36cに選択的に記憶され

るようになっている。上記メモリ(1)36a、メモリ(2)36b、メモリ(3)36cに記憶されたR、G、B色信号は、同時に読み出され、D/Aコンバータ37によって、アナログ信号に変換され、入出力インターフェース38を介してR、G、B色信号としてカラーモニタ8に出力され、このカラーモニタ8によって、観察部位がカラー表示されるようになっている。なお、以下ではインターフェースという表現をI/Fと表す。

【0024】また、観察装置7内には、システム全体のタイミングを作るタイミングジェネレータ42が設けられ、このタイミングジェネレータ42によって、モータドライバ25、ドライバ31、セレクト回路35等の各回路間の同期がとられている。

【0025】この実施例ではメモリ(1)36a、メモリ(2)36b、メモリ(3)36cの出力端、タイミングジェネレータ42の同期信号出力端及びプロセス制御手段50の制御信号出力端は画像処理装置3と接続されている。

【0026】次に、画像処理装置3の構成を説明する。図3に示すように、画像処理装置3は、プログラム等が格納されたROM45と、このROM45に格納されたプログラムにしたがって処理を実行する中央処理装置40と、中央処理装置40に対してデータ等を入力する情報処理装置41と、中央処理装置40の処理によるデータ等の格納を行うRAMより構成される主記憶装置42と、信号処理部7BからのR、G及びB画像データを入力する画像入力I/F43と、画像処理装置3により画像処理されたデータを記憶する外部記憶装置44と、内視鏡画像を記録する内視鏡画像記録装置4と接続されデータの入出力を行う画像記録装置I/F46とを備えて構成され、これらの各層はバス48によって接続されている。

【0027】上記情報入力装置41はキーボード等で構成され、電子内視鏡6の種別等のデータ等を入力できるようになっている。画像入力インターフェース43はメモリ(1)36a、メモリ(2)36b、メモリ(3)36cに接続され、タイミングジェネレータ39によって同期がとられ、これらの画像データの受信を行うようになっている。

【0028】また、プロセス制御回路50のプロセス制御信号出力端は、バス48を介して中央処理装置40に対しプロセス回路33において適用するプロセスに関する情報を通信することが可能となっている。

【0029】中央処理装置40は、ROM45に記憶されたプログラムにより動作する画像処理部47を有している。画像処理部47においては入力される内視鏡画像に対し、所定の画像処理を適用することができるようになっている。

【0030】なお、本実施例において、画像入力インターフェース43を介して入力される内視鏡画像のR、G

及びB画像データの値はすべて0ないし255の範囲にある整数値のいずれかにデジタル化されているものとする。

【0031】図4に示すように、画像処理部47は、画像入力I/F43を介して入力されたR、G及びB画像データに対して $\alpha$ 補正の除去等をそれぞれ適用することができるデータ変換回路60a、60b及び60cと、データ変換回路60a、60b及び60cに接続されデータ変換回路60aないし60cによるデータ変換後のR、G及びB画像データを記憶するRAM51と、バス48及び画像処理部47を構成する各ブロックに接続され該各ブロックを制御するための制御部52と、画像入力I/F43を介して入力されたR、G及びB画像データを新たなu、v及びw画像データに変換するための座標軸変換回路53(変換手段)と、座標軸変換回路53にそれぞれ接続され変換後のu、v及びw画像データをそれぞれフィルタリングするためのフィルタリング回路54a、54b及び54c(フィルタリング手段)と、フィルタリング回路54a、54b及び54cに接続されフィルタリング後のu、v及びw画像データをR、G及びB画像データに逆変換する座標軸逆変換回路55(逆変換手段)と、座標軸逆変換回路55にそれぞれ接続され逆変換後のR、G及びB画像データをそれぞれ変換し処理結果画像データとして出力するためのデータ変換回路56a、56b及び56cと、座標軸変換回路53及び座標軸逆変換回路55に接続され座標軸変換回路53及び座標軸逆変換回路55においてそれぞれ適用する座標軸変換行列A及び座標軸逆変換行列A-1を設定する変換/逆変換行列設定回路57(変換/逆変換行列設定手段)と、フィルタリング回路54a、54b及び54cに接続されフィルタリング回路54a、54b及び54cにおいてそれぞれ適用するフィルタを設定するフィルタ設定回路58(フィルタ設定手段)と、RAM51、変換/逆変換行列設定回路57及びフィルタ設定回路58に接続され画像処理部47における強調処理の処理モードを決定するためのモード決定回路59とから構成されている。

【0032】なお、本実施例においては、モード1ないし3のいずれを選択するかにより、フィルタリング回路54a、54b及び54cにおいてそれぞれ用いるフィルタF1、F2及びF3を変更するものとする。

【0033】また、フィルタリング回路54a、54b及び54cにおいて適用するフィルタは、FIR(Finite Impulse Response)フィルタあるいはIIR(Infinit Impulse Response)フィルタのようなデジタルフィルタを使用するが、公知のフーリエ変換適用後の画像データに対する空間周波数領域上でのフィルタリングにより実現してもよいことはもちろんである。

【0034】はじめに、本実施例における画像処理部47の基本動作について説明する。

【0035】入力されたR, G及びB画像データは、それぞれデータ変換回路60a, 60b及び60cによるデータ変換処理適用後、座標軸変換回路53に入力され、変換／逆変換行列設定回路57において設定される3次元正則行列である座標軸変換行列によりR, G及びB画像データからu, v及びw画像データに変換される。変換後のu, v及びw画像データはそれぞれフィルタリング回路54a, 54b及び54cに入力され、フィルタ設定回路58により設定されたフィルタF1ないしF3によるフィルタリングを適用され、座標軸逆変換回路55に入力される。座標軸逆変換回路55において、フィルタリング回路54a, 54b及び54cによるフィルタリング適用後のu, v及びw画像データに対し、変換／逆変換行列設定回路57において設定される3次元正則行列である逆変換行列によりR, G及びB画像データに逆変換する。座標軸逆変換回路55において逆変換されたR, G及びBデータは、それぞれデータ変換回路56a, 56b及び56cに入力され、γ補正等のデータ変換処理を適用され、強調処理結果画像として出力される。

【0036】次に、入力された内視鏡画像中の画素の色調に基づき観察状況を判定し、処理の内容を制御する強調処理について説明する。

【0037】ここで、本実施例における色調とは、R, G及びB画像データの値の大小に基づく赤みあるいは青みの強さの度合いを表す。

【0038】また、本実施例においては、入力された内視鏡画像の観察状況が、通常観察画像（以下、通常画像）、染色剤散布観察画像（以下、染色画像）、通常画像及び染色画像のいずれでもない画像（その他画像）の3つに分類し、それぞれに対して適応的にモード1, 2及び3を選択・適用する。

【0039】さらに、適用する処理のモード1, 2及び3の選択は、定期的あるいは任意の時点において更新されるものとする。

【0040】なお、本実施例においては青系の染色剤（例えばインジゴカルミン、メチレンブルー）が散布された画像を染色画像として取り扱う。また、その他画像とは、本来は通常画像あるいは染色画像であっても、色ずれの発生、内視鏡本体あるいは処置具鉗子等の映り込みが存在する画像も含むものとする。

【0041】また、本実施例においては、変換／逆変換行列設定回路57は、強調処理適用時においては3次元正則行列である座標軸変換行列A及び座標軸逆変換行列A-1をそれぞれ座標軸変換回路53及び座標軸逆変換回路55に対して出力するものとする。

【0042】この座標軸変換行列Aは、以下に示すように決定される。座標軸変換行列Aを用いた、R, G及びB画像データをu, v及びw画像データへの変換は、式(1)により表される。

【0043】

【数1】

$$A \begin{pmatrix} ri \\ gi \\ bi \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} ui \\ vi \\ wi \end{pmatrix} \quad \dots(1)$$

ただし、式(1)において、

【数2】

$$A = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} \quad \dots(2)$$

である。

【0044】また、r i, g i及びb iは入力される画像データにおけるi番目の画素のR, G及びB画像データの値を示す。また、u i, v i及びw iは変換後のu, v及びw画像データのi番目の画素のu, v及びw画像データの値を示す。

【0045】一般に、通常画像においては、R画像データは大域的な明暗の変動を構成する成分が主として含まれている。一方、注目する構造成分すなわち強調対象とする構造成分を構成する成分は、G及びB画像データに多く含まれている。

【0046】また、青系の色素を散布した染色画像においては、R画像データにおいても強調対象とすべき成分が含まれるようになる。

【0047】そこで、u画像データを主としてG及びB画像データによる成分、v画像データに主としてR画像データによる成分による変換データとし、通常画像に対する強調処理適用においてはu画像データを、染色画像に対する強調処理適用においてはu及びv画像データをそれぞれ強調し、強調しない画像データに対してはノイズ抑制処理を適用することにより、画像に適応した良好な強調処理結果を得ることが可能となる。

【0048】また、その他画像に対しては、本実施例においてはu, v及びw画像データすべてを強調するものとする。

【0049】具体的には、式(1)における座標軸変換行列Aの要素a11ないしa33を、例えば式(3)に示すものに設定すればよい。

【0050】

【数3】

$$A = \begin{pmatrix} 0.200 & 0.693 & 0.693 \\ 0.980 & -0.141 & -0.141 \\ 0.000 & 0.707 & -0.707 \end{pmatrix} \quad \dots(3)$$

u画像データを構成する座標軸（要素a11, a12及びa13により決定）を主としてG及びB画像データを多く含む方向に、それと直交し、v画像データを構成する座標軸（要素a21, a22及びa23により決定）

をR画像データを多く含む方向に、さらに前記2つの方向と直交する方向にw画像データを構成する座標軸（要素a31, a32及びa33により決定）を定める。

【0051】また、式(4)に示すように、座標軸逆変換行列A-1は、 $A \cdot A^{-1} = I$ （ただし、Iは3次元正則行列である単位行列）となる、座標軸変換行列Aの逆行列を用いる。

【0052】

【数4】

$$A^{-1} = \begin{pmatrix} 0.200 & 0.980 & 0.000 \\ 0.693 & -0.141 & 0.707 \\ 0.693 & -0.141 & -0.707 \end{pmatrix} \quad \dots(4)$$

また、強調処理非適用時においては、3次元正則行列である単位行列Iを座標軸変換回路53及び座標軸逆変換回路55双方に出力する。また、強調処理非適用時においては、フィルタ設定回路58は図5に示す、全周波数帯域に渡り1.0の周波数伝達特性を備えるフィルタFtriu、すなわち入力信号における周波数成分に対して何もしないフィルタを出力するものとする。強調処理適用または非適用の認識は、制御回路52における制御により行う。

【0053】まず、本実施例におけるモード決定回路59及びフィルタ設定回路58の動作について説明する。

【0054】図6は本実施例におけるモード決定回路59及びフィルタ設定回路58の動作であるパラメータ設定処理を説明するためのフローチャートである。

【0055】図6においては、ステップS1の画像取り込み処理はRAM51において、ステップS2ないしS5のサンプリング処理、明部画素除外処理、暗部画素除外処理及び強調モード決定処理はモード決定回路59において、ステップS6のフィルタ設定処理はフィルタ設定回路58においてそれぞれ実行される。

【0056】また、本実施例における強調処理は、パラメータ設定処理を時系列的に入力される画像に対し毎フレームごとあるいは例えば0.1秒おきに適用することにより、処理のパラメータの更新を行う。さらに、例えば情報入力装置41による入力情報に応じて任意の時点で処理のパラメータの更新を行うようにしてもよい。

【0057】図6において、まずステップS1でデータ変換回路60a, 60b及び60cを介して入力された動画像1フレーム分のR, G及びB画像データをRAM51に取り込む。

【0058】次に、ステップS2においては、モード決定回路59において、RAM51に取り込んだR, G及びB各画像データ中のm1個の画素P1(r1, g1, b1), ……, Pn(rm1, gm1, bm1)をサンプリングする。ただし、m1は1以上の整数である。

【0059】図7にステップS2におけるサンプリングのm1=9の場合における画像Jを示す。つまり、ステ

ップS2では、図7に示す画像Jにおける9点のR, G及びB画像データをそれぞれR1(r1, g1, b1), P2(r2, g2, b2), ……, P9(r9, g9, b9)としてサンプリングする。

【0060】さらに、1フレームあたりm1画素のサンプリングを、動画像において時系列的に入力されるm2フレームについて実施することにより、ノイズ等による誤情報に対しても安定的な動作が実現可能となる。ただし、m2は1以上の整数である。具体的には、図8に示すような大きさm2×m1×3の3次元配列Smp(i, j, k)を用意する。配列Smp(i, j, k)の各要素は、i番目のフレームのj番目のサンプリング画素に対応し、k=1がR、k=2がG、k=3がBの値を格納するものとする。したがって、m2フレーム分のm1個のサンプリング画素のR, G及びBの各値を、配列Smp(i, j, k)を参照することにより使用することができる。ただし、ここでは、最新のサンプリングを実施したフレーム番号をm2とし、i=1に対応するフレームが最も以前のサンプリング実施フレームであるものとする。

【0061】また、新たな1フレームに対するサンプリング実施時においては、配列Smp(i, j, k)において最も以前のフレームとなるSmp(1, j, k)の値を消去する。具体的には、i=1, 2, ……, m2-1において、代入処理Smp(i, j, k)=Smp(i+1, j, k)を実施し、配列Smp(i, j, k)の要素のシフトを行えばよい。最新フレームにおけるサンプリング画素は配列要素Smp(m2, j, k)に格納する。

【0062】さらに、m2フレームのサンプリング画素を得るにあたり、時系列的に入力される連続したm2フレームではなく、例えば5フレームおきといったように、時間的間隔を開けてm2フレーム分のデータを得てもよい。

【0063】以上の説明より、合計n=m1×m2個のサンプリング画素についてステップS3以後の処理を適用することとなる。

【0064】続いて、ステップS3において、内視鏡画像中に発生する極端な明部からサンプリングした画素をステップS4以後の処理対象から除外する処理をモード決定回路59において適用する。

【0065】一般に、ハレーション等による極端な明部に含まれる画素は色調を判定するのに適切ではない。

【0066】図9は、図6のステップS3における明部画素除外処理の例を説明するためのフローチャートである。図6のステップS3においては、図9に示すステップS2ないしステップS28における処理を、サンプリング画素数であるn回繰り返す。

【0067】まず、ステップS21で図6のステップS3における処理により除外されないサンプリング画素数

をカウントする変数n1及びn回の処理の繰り返しをカウントする変数iをそれぞれ1に初期化する。

【0068】続いて、サンプリング画素P<sub>i</sub>(r<sub>i</sub>, g<sub>i</sub>, b<sub>i</sub>)に対してステップS22ないしS24において閾値THR, THG及びTHBとの比較を適用し、r<sub>i</sub>, g<sub>i</sub>またはb<sub>i</sub>のすべてが閾値以上の値を有していればステップS27に進む。一方、r<sub>i</sub>, g<sub>i</sub>及びb<sub>i</sub>のいずれかが閾値未満の値を有していれば、ステップS25に進む。ステップS25においては、除外されなかった画素を新たにPn1と置き直す。続いてステップS26においてn1をn1+1としてステップS27に進む。

【0069】ステップS27においては、繰り返し回数がサンプリング画素数nに達したかどうかを判定し、i≠nであればステップS28に、i=nであればステップS29に進む。

【0070】ステップS28においてはi=i+1として、ステップS22に戻る。

【0071】ステップS29においてはn1=n1-1とすることにより、n1をステップS3における明部画素除外処理において除外されなかった画素数に合致させ、図6におけるステップS4へと進む。

【0072】続いて、図6のステップS4において、内視鏡画像中に発生する極端な暗部からサンプリングした画素をステップS4以降の処理対象から除外する処理をモード決定回路59において適用する。

【0073】一般に、光量不足による遠景等の極端な暗部に含まれる画素は色調を判定するのに適切ではない。

【0074】図10は図6のステップS4における暗部画素除外処理の例を説明するためのフローチャートである。図6のステップS4においては、図10に示すステップS32ないしステップS38における処理を、図6のステップS3における明部画素除外処理で除外されなかったサンプリング画素数であるn1回繰り返す。

【0075】まず、ステップS31で図6のステップS4における処理により除外されないサンプリング画素数をカウントする変数n2及びn1回の処理の繰り返しをカウントする変数iをそれぞれ1に初期化する。

【0076】続いて、サンプリング画素P<sub>i</sub>(r<sub>i</sub>, g<sub>i</sub>, b<sub>i</sub>)に対してステップS32ないしS34において閾値TLR, TLG及びTLBとの比較を適用し、r<sub>i</sub>, g<sub>i</sub>またはb<sub>i</sub>のすべてが閾値以下の値を有していればステップS37に進む。一方、r<sub>i</sub>, g<sub>i</sub>及びb<sub>i</sub>のいずれかが閾値を超える値を有していれば、ステップS35に進む。ステップS35においては、除外されなかった画素を新たにPn2と置き直す。続いてステップS36においてn2をn2+1としてステップS37に進む。

【0077】ステップS37においては、繰り返し回数がサンプリング画素数n1に達したかどうか判定し、i

≠n1であればステップS38に、i=n1であればステップS39に進む。

【0078】ステップS38においてはi=i+1として、ステップS32に戻る。

【0079】ステップS39においてはn2=n2-1とすることにより、n2をステップS4における暗部画素除外処理において除外されなかった画素数に合致させ、図6におけるステップS5へと進む。

【0080】図6において、ステップS5では、ステップS3における明部画素除外処理及びS4における暗部画素除外処理を経て除外されなかったn2個のサンプリング画素に基づく強調モード決定処理をモード決定回路59において適用する。

【0081】図11は、図6のステップS5における強調モード決定処理の詳細を説明するためのフローチャートである。

【0082】まず、図11のステップS41において、ステップS42ないしステップS47までの一連の処理をn2回繰り返すためのカウントを行うための変数iの値を1に、後に詳述するモード1, 2及び3のいずれかを決定するためのカウンタC<sub>nt</sub>1, C<sub>nt</sub>2及びC<sub>nt</sub>3の値を0にそれぞれ初期化する。

【0083】次に、ステップS42において、画素P<sub>i</sub>(r<sub>i</sub>, g<sub>i</sub>, b<sub>i</sub>)における色調を判定するためのパラメータx及びyを算出する。パラメータx及びyは、例えば以下に示す説明のように算出する。

【0084】内視鏡画像における画素のR, G及びB画像データの値は、一般に通常画像ではR画像データの値がG及びB画像データの値に対して大きい。また、染色画像における画素のR, G及びB画像データの値の相違は通常画素のR, G及びB画像データの相違と比較して小になる。これは、R画像データにおいて染色剤の吸収が顕著であることによるものである。したがって、入力された内視鏡画像が通常または染色画像のいずれであるかは、サンプリングした画素におけるG及びB画像データに対するR画像データの比、すなわち色調に基づくパラメータにより決定すればよい。

【0085】サンプリングした画素P(r, g, b)における色調を表すパラメータとしては、g/r, b/r, log(g/r), log(b/r), atan(g/r), atan(b/r)等、種々が考えられる。ただし、atanはatan<sup>-1</sup>を表すものとする。

【0086】本実施例においては、atan(g/r)及びatan(b/r)を用い、ステップS42においてパラメータx及びyを決定することとする。

【0087】パラメータx及びyの算出に関するより具体的な実現手段としては、表1に示すように、例えばatan(v1/v2)の値を、0≤v1≤255及び、0≤v2≤255において2次元の配列tab1e1(v1, v2)として用意しておけばよい。

【0088】

【表1】

V1	V2	atan(V1/V2)
0	0	0
0	1	0
0	2	0
0	3	0
⋮	⋮	⋮
255	252	45.339
255	253	45.225
255	254	45.112
255	255	45

なお、一般に  $\text{atan}(v_1/v_2)$  においては、 $0 \leq \text{atan}(v_1/v_2) < 90$  を満たす範囲の実数値をとるが、本実施例においては処理の簡単化のため、前記範囲を  $90$  分割した近似値を適用する。例えば、小数点第1位における四捨五入により  $\text{atan}(v_1/v_2)$  の値を  $0, 1, 2, \dots, 89$  のそれぞれに離散化しておく。

【0089】ステップS42において画素  $P_i(r_i, g_i, b_i)$  に基づいて  $x = \text{table1}(b_i, r_i)$  及び  $y = \text{table1}(g_i, r_i)$  を求めればよく、処理の高速化を実現することが可能となる。 $r_i = 0$  の場合については、 $\text{table1}(v_1, 0) = 0$  とする等の例外処理を適用すればよい。

【0090】続いて、ステップS43において、ステップS42で算出したパラメータ  $x$  及び  $y$  に基づき、画素  $P_i(r_i, g_i, b_i)$  が通常画像、染色画像及びその他画像のいずれから発生したものであるかを判定する処理を適用する。

【0091】一般に、 $\text{atan}(v_1/v_2)$  は、 $v_1 > 0$ かつ  $v_2 > 0$  の条件の下で  $0 \leq \text{atan}(v_1/v_2) < 90$  の値をとる。また、パラメータ  $x$  及び  $y$  の値、すなわち  $\text{atan}(g_i/r_i)$  及び  $\text{atan}(b_i/r_i)$  の値は、 $r_i$  の値に対して  $g_i$  及び  $b_i$  の値が大であるほど大きい。したがって、通常画像及び染色画像における画素のとり得るパラメータ  $x$  及び  $y$  の範囲の概念を、パラメータ  $x$  及び  $y$  のとり得る範囲の2次元領域に示せば、例えば図12に示すようなものになる。

【0092】図12においては、パラメータ  $x$  及び  $y$  のとり得る範囲の領域は領域1、領域2及び領域3で示す3つの領域に分割されている。図12において、領域1はサンプリング画素  $P$  が通常画像からサンプリングされた場合に高い頻度で分布する範囲、領域2はサンプリング画素  $P$  が染色画像からサンプリングされた場合に高い頻度で分布する範囲を示している。また、領域3はサンプリング画素  $P$  が、通常画像、染色画像のいずれからサンプリングされた場合においても比較的低い頻度で分布する範囲あるいはほとんど分布しない範囲を示してお

り、例えば内視鏡画像において発生する色ずれ領域の画素等が含まれる。また、サンプリング画素  $P$  が青系以外の染色剤（コンゴレッド、ルゴール等）が散布された画像からサンプリングされた場合にも領域3で示される範囲に分布する場合がある。

【0093】したがって、サンプリング画素  $P$  におけるパラメータ  $x$  及び  $y$  が図12における領域1、領域2及び領域3で示される領域のいずれに属するかを調べることにより、画素  $P(r, g, b)$  が通常画像、染色画像及びその他画像のいずれから発生したものであるかを判定することが可能となる。

【0094】続いて、サンプリング画素  $P_i$  が通常画像、染色画像及びその他画像のいずれから発生したものであるかを判定する処理の詳細について説明する。

【0095】図11のステップS43においては、ステップS42において算出したパラメータ  $x$  及び  $y$  に対し、サンプリング画素  $P_i$  が通常画像、染色画像及びその他画像のいずれから発生したものであるかを示す値である、表2を参照した値を変数stateに代入する処理を適用する。

【0096】

【表2】

x	y	state
0	0	3
0	1	3
0	2	3
0	3	3
0	4	3
⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮
10	10	1
10	11	1
⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮
35	35	2
35	36	2
⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮
89	86	3
89	87	3
89	88	3
89	89	3

表2は、0ないし89の範囲に含まれる整数  $x$  及び  $y$  に関する2次元の配列  $\text{table2}(x, y)$  である。表2に示した配列  $\text{table2}(x, y)$  の各要素には、図12において示した領域1、領域2及び領域3にそれぞれ対応する値として、変数stateに1、2または3のいずれかを代入しておく。配列  $\text{table2}(x, y)$  の各要素に値1、2及び3のいずれを代入するかは、図12において座標  $(x, y)$  に対応する点が領域1、領域2及び領域3のいずれに属するかによればよ

い。

【0097】続いて、図11のステップS44において、ステップS43において得られた変数stateの値が1であるかどうかを判定する。変数stateの値が1であることは、サンプリング画素Piは通常画像から発生したものである確率が高いことを示している。変数stateの値が1であればステップS49に進み、カウンタCnt1の値をCnt1+1とし、ステップS47に進む。

【0098】ステップS44において変数stateの値が1でないと判定された場合には、ステップS45に進む。ステップS45においては、変数stateの値が2であるかどうかを判定する。変数stateが2であることは、サンプリング画素Piは染色画像から発生したものである確率が高いことを示している。変数stateの値が2であればステップS50に進み、カウンタCnt2の値をCnt2+1とし、ステップS47に進む。ステップS45において変数stateの値が2でないと判定された場合には、ステップS46に進む。

【0099】ステップS46においては、ステップS44及びS45における変数stateの値に対する判定が1及び2でないことが、変数stateの値が3であることと同様であるため、カウンタCnt3をCnt3+1とし、ステップS47に進む。

【0100】ステップS47においては、ステップS42ないしステップS50における一連の処理が、処理対象であるすべてのサンプリング画素P1ないしPn2に対して適用されたかどうかを変数iとn2との比較により判定する。i=n2であれば、ステップS48に進み、iをi+1としてステップS42に戻る。

【0101】ステップS47においてi=n2と判定されれば、ステップS51に進む。

【0102】ステップS51においては、カウンタCnt3の値が閾値T3以上であるかどうかを判定する。カウンタCnt3の値が閾値T3以上であれば、ステップS55に進み、図6におけるステップS5の処理結果として強調モードを表す変数modeにその他画像に対する強調処理であるモード3を実施することを示す値3を代入し、図6におけるステップS6に進む。

【0103】ステップS51においてカウンタCnt3の値が閾値T3未満であると判定された場合には、ステップS52に進む。

【0104】ステップS52においては、カウンタCnt2の値が閾値T2以上であるかどうかを判定する。カウンタCnt2の値が閾値T2以上であれば、ステップS56に進み、図6におけるステップS5の処理結果として強調モードを表す変数modeに染色画像に対する強調処理であるモード2を実施することを示す値2を代入し、図6におけるステップS6に進む。

【0105】ステップS52においてカウンタCnt2

の値が閾値T2未満であると判定された場合には、ステップS53に進む。

【0106】ステップS53においては、カウンタCnt1の値が閾値T1以上であるかどうかを判定する。カウンタCnt1の値が閾値T1以上であれば、ステップS57に進み、図6におけるステップS5の処理結果として強調モードを表す変数modeに通常画像に対する強調処理であるモード1を実施することを示す値1を代入し、ステップS58に進み図6におけるステップS6に進む。

【0107】ステップS53においてカウンタCnt1の値が閾値T1未満であると判定された場合には、ステップS54に進む。

【0108】ステップS54においては、ステップS51ないしステップS53における処理の適用において、モード1ないし3のいずれに対する判定結果も得られなかつた場合のために、強調モードを表す変数modeに判定保留を表す値0を代入し、ステップS58に進み図6におけるステップS6に進む。

【0109】なお、閾値T1、T2及びT3の値は、あらかじめ定めた値を用いればよく、例えばサンプリング画素数nに対してそれぞれ50%、30%及び60%等に相当する値に設定する。この例では、すべてのサンプリング画素において、染色画像から発生した可能性が高い画素の割合が30%を超えると入力された画像データは染色画像と判定し、モード2を適用することになる。

【0110】また、閾値T1、T2及びT3の値を、図6におけるステップS3及びS4における処理の適用によって除外されなかったサンプリング画素数n2に対しして決定してもよい。

【0111】図6のステップS6は、モード決定回路59より処理される。ステップS5における処理の適用後得られた変数modeの値に基づき、フィルタリング回路54a、54b及び54cにおいてそれぞれ用いるフィルタF1、F2及びF3の設定をフィルタ設定回路58において行う。フィルタF1、F2及びF3は、それぞれu、v及びw画像データに対して適用される。

【0112】なお、modeに対して判定保留を示す値0が代入された場合には、u、v及びw画像データに対して、前回のパラメータ設定処理において適用しているフィルタF1、F2及びF3をそれぞれ変更しないものとすればよい。

【0113】図13は本実施例においてフィルタリング回路54a、54b及び54cで適用するフィルタFe及びノイズ抑制フィルタFnRの周波数伝達特性の概要を示す説明図である。

【0114】フィルタFeは注目する構造成分を構成する周波数帯域を強調する周波数伝達特性を備える（以下、このようなフィルタを強調フィルタとする）。また、フィルタFnRはノイズ成分が増加する高周波帯域

に近づくにしたがって周波数成分を抑制する周波数伝達特性を備える（以下、このようなフィルタをノイズ抑制フィルタとする）。

【0115】本実施例におけるステップS6の処理においては、フィルタF1、F2及びF3として上記フィルタFe及びFn\_rのいずれかを選択し、適用するものとする。

【0116】具体的には、モード1の場合には、フィルタF1としてフィルタFe、フィルタF2及びF3としてフィルタFn\_rを選択・適用する。また、モード2の場合は、フィルタF1及びF2としてフィルタFe、フィルタF3としてフィルタFn\_rを選択・適用する。モード3の場合には、フィルタF1ないしF3としてフィルタFeを選択・適用する。

【0117】以上説明した図6におけるステップS1ないしS6による一連の処理から構成されるパラメータ設定処理を経て設定されたフィルタF1ないしF3は、それぞれフィルタリング回路54a、54b及び54cに対して出力され、u、v及びw画像データに対し適用するフィルタとして用いられる。

【0118】なお、ステップS43において使用した、領域1、領域2及び領域3（図12参照）を判定するための表2は、以下の説明に示す処理によりあらかじめ作成しておく。

【0119】図14ないし図18は、本実施例における表2の作成方法を説明するためのフローチャートである。

【0120】はじめに、図14及び図15を参照して、表2における領域1を示す値1の設定方法を説明する。

【0121】図14において用いられる変数temp3(x, y)は、大きさ $90 \times 90$ の2次元配列であり、各要素の番地x及びyはそれぞれ表2の配列tab1e2(x, y)の番地x及びyに対応している。

【0122】以下の説明においては、temp3(x, y)の各要素の値はすべて0に初期化した上で、図14における各ステップの処理を適用するものとする。また、表2のすべての要素に対しては、通常領域及び染色領域のいずれでもないその他領域であることを示す値3を初期値として代入しておくものとする。

【0123】まず、s枚（sは1以上の整数）の通常画像と判定されるべき内視鏡静止画像である、画像Sj（j=1, 2, …, s）を用意する。各画像Sjは、R、G及びB画像データから構成されるサイズISX×ISYのカラー画像であり、γ補正是除去されているものとする。

【0124】図14に示すように、はじめに、ステップS61において、用意したs枚の画像の中から何枚目の画像を処理しているかを示す変数jを1に、s枚の画像において、後述するステップS63及びS64での明部画素及び暗部画素除外処理を経て除外されなかった画素

数をカウントする変数n3を0に初期化する。

【0125】次いで、ステップS62において、画像Sjにおいて何画素目を処理しているかを示す変数iを1に初期化する。

【0126】次に、用意した各画像Sjにおける各画素Pi（i=1, 2, …, N1）（ただしN1はISX×ISY）のR、G及びB画像データ、ri, gi及びbiに関し、ステップS3及びS4において詳細に説明した明部画素除外処理及び暗部画素除外処理をそれぞれステップS63及びS64において適用する。

【0127】ステップS63における明部画素除外処理において、画素Piが除外すべき画素、すなわちPi=明部画素と判定された場合には、後述するステップS68へと進む。そうでなければ、続くステップS64へと進む。

【0128】ステップS64における暗部画素除外処理において、画素Siが除外すべき画素、すなわちPi=暗部画素と判定された場合には、後述するステップS68へと進む。そうでなければ、続くステップS65へと進む。

【0129】明部画素及び暗部画素として除外されなかった画素Piに対しては、ステップS65においてxi = tab1e1(bi, ri)及びyi = tab1e1(gi, ri)を算出し、続くステップS66へと進む。なお、ステップS65において使用するtab1e1(x, y)は、図11のステップS42において説明した処理で算出されたものと同様のものである。

【0130】ステップS66においては、ステップS63及びS64における明部画素及び暗部画素除外処理において除外されなかった画素数をカウントする変数n3をn3+1とし、ステップS67へと進む。

【0131】次いで、ステップS67においてtemp3(xi, yi)の値をtemp3(xi, yi)+1とする。

【0132】ステップS68においては、ステップS63ないしS67における一連の処理を画像Sjにおいて処理対象とする画素数N1に相当する回数分繰り返されたか否かを判定する。判定結果がn0であればステップS70においてiをi+1と置き換え、ステップS63へと戻る。

【0133】ステップS68における判定結果がYeSであれば、ステップS69に進み、s枚すべての画像に対してステップS62ないしステップS70における一連の処理を適用したか否かを判定する。判定結果がNoであれば、ステップS71に進み、jをj+1としてステップS62へと戻る。

【0134】ステップS69の判定結果がYeSであれば、図15のステップS72へと進む。

【0135】図15に示すように、ステップS72及びS73においては、ステップS74ないしS81におけ

る一連の処理を、2次元の配列  $t a b l e 2 (x, y)$  (表2参照) の大きさである  $90 \times 90$  回分繰り返すための2重ループを実現するための変数  $x$  及び  $y$  をそれぞれ0に初期化する。

【0136】ステップS74においては、 $s$ 枚のすべての画像  $S_j$  における画素により作成した  $t e m p 3 (x, y)$  の要素を処理対象として使用した画素数  $n_3$  で除することにより、通常画像における画素の色調の発生確率に相当する値を算出する。

【0137】続いて、ステップS75において、 $t a b l e 2 (x, y)$  に対して領域1(図12参照)に対応する値である1を代入するか否かを示す判定を実施する。これは、例えばあらかじめ定めておいた閾値  $T_s$  (例えば、 $T_s = 0.010$ ) と  $t e m p 3 (x, y)$  の要素の値との比較を実施する。

【0138】 $t e m p 3 (x, y) \geq T_s$  であれば、続くステップS76において、対応する配列  $t a b l e 2 (x, y)$  に対して領域1であることを示す値1を代入する。この例では、ステップS75における分岐条件を  $t e m p 3 (x, y) \geq 0.010$  とすることにより、処理対象とした画素の総数の1%が  $t a b l e 2 (x, y)$  の番地に対応する色調に分布したことを示す。

【0139】したがって、ステップS75における判定結果が Yes であれば、続くステップS76へと進み、 $t e m p 3 (x, y)$  に対応する  $t a b l e 2 (x, y)$  に1を代入し、ステップS77へと進む。

【0140】ステップS75における判定結果が No であれば、ステップS77へと進む。

【0141】ステップS77においては、ステップS74ないしステップS76における一連の処理が90回繰り返されたか否かを判定する。判定結果が No であれば、ステップS81へと進み、 $x$  を  $x+1$  としてステップS74に戻る。

【0142】ステップS77における判定結果が Yes であれば、ステップS78へと進む。

【0143】ステップS78においては、ステップS73ないしステップS81における一連の処理が90回繰り返されたか否かを判定する。判定結果が No であれば、ステップS80へと進み、 $y$  を  $y+1$  としてステップS73に戻る。

【0144】ステップS78における判定結果が Yes であれば、図14及び図15における一連の処理を終了する。

【0145】次に、図16ないし図18を参照して、 $t a b l e 2 (x, y)$  における領域2を示す値2の設定方法を説明する。

【0146】図16においてステップS91ないしS101は、図14におけるステップS61ないしS71に各々対応する処理と同じであるので説明は省略する。

【0147】ただし、図16における  $t e m p 4 (x,$

$y)$  は、図14における  $t e m p 3 (x, y)$  に対応する大きさ  $90 \times 90$  の2次元配列であり、各要素の番地  $x$  及び  $y$  はそれぞれ配列  $t a b l e 2 (x, y)$  の番地  $x$  及び  $y$  に対応している。

【0148】以下の説明においては、 $t e m p 4 (x, y)$  の各要素の値はすべて0に初期化した上で、図14における各ステップの処理を適用する。

【0149】また、 $t a b l e 2 (x, y)$  のすべての要素に対しては、通常領域及び染色領域のいずれでもないその他領域であることを示す値3を初期値として代入後、さらに図14における各処理を経て領域1を示す値1を代入がなされているものとする。

【0150】なお、図16における処理における変数  $n_4$  は、図14における変数  $n_3$  に対応する。

【0151】まず、 $t$  枚 ( $t$  は1以上の整数) の通常画像と判定されるべき内視鏡静止画像である、画像  $T_j$  ( $j = 1, 2, \dots, t$ ) を用意する。各画像  $T_j$  は R, G 及び B 画像データから構成されるサイズ  $I_S X \times I_S Y$  のカラー画像であり、 $r$  補正は除去されているものとする。

【0152】ステップS91ないしS101における一連の処理適用後、 $t e m p 4 (x, y)$  における各要素には、用意した  $t$  枚の染色画像において発生した色調分布に応じた画素数が格納されている。

【0153】ところで、染色画像においては、染色剤の散布にも関わらず粘膜上の粘液等により染色されない部位が発生する。これらの画素は通常画像から発生した画素と分類されるべき色調を備えているため、染色画像による画素の分布を表す領域2を構成するデータとしては不適切である。

【0154】そこで、 $t e m p 4 (x, y)$  及び前述の一連の処理により作成した  $t e m p 3 (x, y)$  とにおける各要素間の差分として  $t e m p 4 (x, y) - t e m p 3 (x, y)$  を算出する。この差分演算適用後の  $t e m p 4 (x, y)$  の各要素においては、染色画像において染色剤が吸収されたことにより発生した色調、すなわち通常画像中においては発生頻度が小である色調に関する分布情報が多く含まれていることになる。

【0155】次に、 $t e m p 4 (x, y)$  における各要素の総和が 1.0 となるように正規化し、閾値  $T_t$  以上の値を持つ  $t e m p 4 (x, y)$  に対応する  $t a b l e 2 (x, y)$  の値を領域2であることを表す値2とする。

【0156】具体的には、図16のステップS102において後述する図17のステップS116での正規化を実施するための変数  $t o t a l$  を 0 に初期化する。

【0157】次いで、図17に示すように、2重ループを実現するための変数  $x$  及び  $y$  をそれぞれステップS104及びS103において 0 に初期化する。

【0158】ステップS105においては、図14におけるステップS74に対応する処理を適用する。

【0159】さらに、ステップS106において、前述の差分演算 $\text{temp4}(x, y) = \text{temp4}(x, y) - \text{temp3}(x, y)$ を適用する。

【0160】ステップS107においてはステップS106における差分演算の適用後の $\text{temp4}(x, y)$ の値が0未満であるか否かを判定する。判定結果がyesであれば、続くステップS108へと進み、 $\text{temp4}(x, y) = 0$ としてステップS109へと進む。

【0161】ステップS107における判定結果がNoであれば、ステップS109に進む。ステップS109においては、得られた $\text{temp4}(x, y)$ の値を $tota1$ に加算する。

【0162】次いで、ステップS105ないしS109における一連の処理を繰り返すための2重ループを構成するための処理であるステップS110ないしステップS113を経て、図18のステップS114へと進む。

【0163】図18のステップS115及びステップS114においては、それぞれステップS104及びS103と同様に2重ループを実現するための変数 $x$ 及び $y$ をそれぞれ初期化する。

【0164】ステップS116においては、 $\text{temp4}(x, y)$ を $tota1$ で除算する。この処理を適用することにより、 $\text{temp4}(x, y)$ における各要素の値の合計が1となるため、各要素の値は染色画像における色調の発生確率を表す値と考えることが可能となる。

【0165】続いて、ステップS117において、 $tab1e2(x, y)$ に対して領域2に対応する値である2を代入するか否かを示す判定を実施する。これは、例えばあらかじめ定めておいた閾値 $Tt$ （例えば、 $Tt = 0.010$ ）と $\text{temp4}(x, y)$ の要素の値との比較を実施する。 $\text{temp4}(x, y) \geq Tt$ であれば、続くステップS118において、対応する配列 $tab1e2(x, y)$ に対して領域(2)であることを示す値2を代入する。この例では、ステップS117における分岐条件を $\text{temp4}(x, y) \geq 0.010$ とすることにより、処理対象とした画素の総数の1%が $tab1e2(x, y)$ の番地に対応する色調に分布したことを見出す。

【0166】したがって、ステップS117における判定結果がYesであれば、続くステップS118へと進み、 $\text{temp4}(x, y)$ に対応する $tab1e2(x, y)$ に2を代入し、ステップS119へと進む。

【0167】ステップS117における判定結果がNoであれば、ステップS119へと進む。

【0168】次いで、ステップS116ないしS118における一連の処理を繰り返すための2重ループを構成するための処理であるステップS119ないしステップS122を経て、 $tab1e2(x, y)$ の作成処理を

終了する。

【0169】以上詳細に説明したように、第1実施例によれば、入力された内視鏡画像中の画素の色調に基づき観察状況を判定し、通常画像及び染色画像それぞれに最適な強調処理を選択・適用することが可能となる。

【0170】また、本実施例における各動作はすべて実現容易なものであるため、動画像に対する処理の適用に関する処理速度あるいはハードウェア構成においてはなんら問題はなく、処理のハードウェア化における低コスト化が実現される。

【0171】また、本実施例における各動作の一部あるいはすべてをソフトウェアによる処理により実現してもよい。

【0172】なお、本実施例においては、判定する処理のモードとして通常画像、青色系の染色画像及びその他の画像について説明したが、さらに異なるモードの導入についても容易に拡張が可能である。例えば、赤色系の染色剤（例えばコンゴレッド）に対するモードを設定するならば、 $tab1e2(x, y)$ において赤色系染色剤による染色画素が多く分布する色調にあたる要素の値に対応する値（例えば4）を代入しておく。対応するモードへの切り換えのためには、図11を参照して詳細に説明したモード決定処理において新たなモードについて追加実施すればよい。

【0173】また、本実施例においては $tab1e1(x, y)$ においてパラメータ $x$ 及び $y$ がそれぞれとり得る値の範囲である0以上90未満の値の範囲を90分割したが、これは例えば45分割あるいは180分割というように任意の決定が可能である。その場合には、 $tab1e2(x, y)$ 、 $\text{temp3}(x, y)$ 、 $\text{temp4}(x, y)$ 等の配列の大きさを分割数に応じた値に変更すればよい。

【0174】さらに、本実施例においては、座標軸変換行列及び座標軸逆変換行列を固定的に用いた強調処理について説明したが、これに限定されるものではない、例えば、通常画像及び染色画像それぞれにより適した座標軸変換行列及び座標軸逆変換行列を個別に用意しておき、図11におけるモード決定処理の結果に応じて適宜選択すればよい。

【0175】また、本実施例において説明した通常、染色及びその他画像以外の画像（例えば青色系以外の染色剤散布画像）に対応するモードを設定し、そのモードにおける処理の適用時に専用に使用する座標軸変換行列及び座標軸逆変換行列を用意していくてもよい。

【0176】次に第2実施例について説明する。図19及び図20は本発明の第2実施例に係わり、図19は調色機能を説明するための説明図、図20は図19の調色機能における色調パラメータによる2次元領域分布を説明する説明図である。第2実施例は第1実施例とほとんど同じであるので異なる点のみ説明する。

【0177】第1実施例においては、入力された内視鏡画像中の画素の色調に基づき観察状況をモード判定回路59において判定し、処理の内容を制御する強調処理について説明した。すなわち、通常画像及び染色画像における画素がそれぞれ高頻度で分布する色調範囲を示すtab1e2(x, y)を用意しておき、サンプリングした各画素の分布状態からモード1, 2ないし3を選択するものである。

【0178】一方、図1に示す信号処理部7Bにおいては、観察画像の色調を観察者の好みに一致させるための調色機能が備えられている場合がある。これは、図2におけるプロセス回路33において、R, G及びB画像データに対し各々係数を乗ずることにより実現される。この調色機能として、例えばR及びBをそれぞれ増減の各方向に調整可能であるものとすれば、「非常に青みがかった通常画像」あるいは「赤が強めの染色画像」が発生することとなる。tab1e2(x, y)においては、前者は本来領域1に分布すべきものが領域2あるいは領域3に、後者は本来領域2に分布すべきものが領域1あるいは領域3に分布し、結果として誤判定を生ずる原因となり得る。

【0179】そこで、第2実施例では、モード決定回路59において複数のtab1e2(x, y)を用意し、調色によるホワイトバランスの変化に応じて1つを選択し、適用することにより前述した誤判定の防止を図ることを可能とする。

【0180】図19に示すように、内視鏡を用いる観察装置7における調色機能として、R及びB画像データをそれぞれ独立に±4段階に設定可能であり、+方向で増幅、一方向で抑制することができる。図19に示す調色機能においては、R及びB画像データに対して、それぞれカーソル移動部63及び64を操作することにより、調色設定部61及び62の設定を行う。

【0181】なお、図19においては、設定状況の例として調色設定部61及び62はそれぞれ斜線部で示した+3及び-2に設定されているものとする。この場合、R及びBの画像データはそれぞれ増幅及び抑制されるため、図12で示した調色パラメータによる2次元領域分布は、例えば図20に示すようなものとなる。

【0182】各調色設定段階においては、図1に示したプリアンプ32を経てプロセス回路33に入力されるR及びBの原信号に対し、表3に示す係数Wを乗ずることにより、調色機能を実現する。

【0183】

【表3】

設定	W
+4	1.8
+3	1.6
+2	1.4
+1	1.2
0	1.0
-1	0.8
-2	0.6
-3	0.4
-4	0.2

また、設定が0であれば乗ずる係数Wは1となり、原信号がそのままA/Dコンバータ34に対して出力される。以後の説明においては、調色機能の設定がR及びBに対して例えばそれぞれ+3及び-2であれば、[+3, -2]と示すこととする。

【0184】図19に示した調色機能の例においては、R及びBの設定状態に応じて、 $9 \times 9 = 81$ 通りの場合が考えられる。したがって、第1実施例において図14ないし図18を用いて詳細に説明したtab1e2(x, y)の作成を、81通りの各調色設定状況において得られた内視鏡画像に対して適用し、tab1e2-k(x, y)を作成する。ただし、k=1, 2, ……, 81とする。表4はR及びBの調色設定状況とkとの対応を示す表である。kの値は表4に示すように1ないし81の番号で各設定状況に対応しているものとする。

【0185】

【表4】

B	73	74	75	76	77	78	79	80	81
+4	73	74	75	76	77	78	79	80	81
+3	64	65	66	67	68	69	70	71	72
+2	55	56	57	58	59	60	61	62	63
+1	46	47	48	49	50	51	52	53	54
0	37	38	39	40	41	42	43	44	45
-1	28	29	30	31	32	33	34	35	36
-2	19	20	21	22	23	24	25	26	27
-3	10	11	12	13	14	15	16	17	18
-4	1	2	3	4	5	6	7	8	9

R 81個のtab1e2-k(x, y)を作成するにあたっては、各調色設定状況において撮像された内視鏡画像を用意し、図14ないし図18において説明した一連の処理を適用すればよい。また、設定[0, 0]で撮像された画像に対して表3で示した係数WをR及びB画像データに対して乗じた擬似調色画像を作成し、図14ないし図18において説明した一連の処理を適用してもよい。

【0186】調色状況に応じて用意した複数のtab1e2-k(x, y)の中から、いずれかを選択・適用する方法については、以下に示す処理により実現可能である。

【0187】まず、調色設定状況を、プロセス制御回路50からのプロセス制御情報から察知あるいは情報入力

装置41より入力し、表4を参照することにより決定すればよい。

【0188】例えば、設定状況が[-2, +1]であれば、k=48すなわちtab1e2-k(x, y)を使用することになる。

【0189】以上説明したように、本実施例によれば、第1実施例の効果に加え、調色状況に対応した複数のtab1e2-k(x, y)を用意し、選択・適用することにより、安定して処理モードを決定することが可能となる。

【0190】また、すべての設定状況に応じた数のtab1e2(x, y)を用意するのではなく、類似の色調設定ごとのブロック分けを行い、各ブロックごとに使用するtab1e2(x, y)を決定してもよい。表5は表4において示した例に対し、このようなブロック分けを適用した場合の表である。

【0191】

【表5】

B	7	7	7	8	8	8	9	9	9
+4	7	7	7	8	8	8	9	9	9
+3	7	7	7	8	8	8	9	9	9
+2	7	7	7	8	8	8	9	9	9
+1	4	4	4	5	5	5	6	6	6
0	4	4	4	5	5	5	6	6	6
-1	4	4	4	5	5	5	6	6	6
-2	1	1	1	2	2	2	3	3	3
-3	1	1	1	2	2	2	3	3	3
-4	1	1	1	2	2	2	3	3	3
	-4	-3	-2	-1	0	+1	+2	+3	+4
	R								

表5においては、R及びBに対して可能なそれぞれ±4の調色設定を、9個のブロックに分割し、各ブロックごとに同じtab1e2-k(x, y)を適用することを示す。ただし、k=1, 2, ..., 9である。

【0192】さらに、表5に示した例においては、調色設定範囲を等分するようなブロックに分割したが、これに限定されるものではなく、任意の分割が可能である。表6はこのような非等分の分割の一例である。

【0193】

【表6】

B	7	7	7	8	8	9	9	10	10
+4	7	7	7	8	8	9	9	10	10
+3	7	7	7	8	8	9	9	10	10
+2	7	7	7	8	8	9	6	6	6
+1	7	7	7	5	5	5	6	6	6
0	4	4	4	5	5	5	6	6	6
-1	4	4	4	5	5	5	2	6	6
-2	4	4	4	2	2	2	2	3	3
-3	1	1	1	1	2	2	2	3	3
-4	1	1	1	1	2	2	2	3	3
	-4	-3	-2	-1	0	+1	+2	+3	+4
	R								

この表6の例では10個のブロックに分割し、各ブロックごとに同じtab1e2-k(x, y)を適用することを示す。ただし、k=1, 2, ..., 10である。

【0194】また、ホワイトバランス設定時に撮像され、画像処理装置3に入力される画像は一般に白画像であることから、白画像におけるR, G及びB画像データの平均レベルRmean, Gmean及びBmeanに基づき決定してもよい。この場合は、プロセス制御回路50からのプロセス制御情報からホワイトバランスが行われていることを検知し、G画像データに対するR及びB画像データの平均レベルの比に基づきtab1e2-k(x, y)を選択する。

【0195】例えば、Rmean/Gmean=1.4, Bmean/Gmean=0.6であれば、表3より設定状況は[+2, -2]と判断でき、表4, 表5及び表6において示した各表を参照し、適用するtab1e2-k(x, y)を決定する。

【0196】次に第3実施例について説明する。第3実施例は第1実施例とほとんど同じであるので異なる点のみ説明する。

【0197】第1実施例においては、モード2を指定するにあたり、図11に示したステップS52において、領域2に分布すると判定されたサンプリング画素の総数を示すカウンタCnt2及び閾値T2との比較を実施している。

【0198】一般に、散布開始直後においては画像全体にわたり染色剤による色調変化が現れるため、カウンタCnt2の値は大になる。一方、時間の経過にしたがい、同一視野内において染色剤によるR画像データの変動が顕著な部位とそうでない部位とが明確に現れるようになる。このような場合においては、モード2の適用が望ましいにもかかわらず、Cnt2 < T2となることからモード1すなわち通常画像に対する強調処理モードが適用される結果となる可能性がある。

【0199】そこで、本実施例においては、モード決定回路59において閾値T1及びT2の値を以下の説明に示すように設定することにより、前述のモード2から1への誤変更を防止する強調処理を実現する。

【0200】表7は、本実施例における閾値T1及びT2の設定方法に関する表である。以下、表7を参照して説明を行う。

【0201】

【表7】

	T1	T2
mode1	70	40
mode2	90	20

前述した通り、染色剤を散布した時点においては、画像全体において染色剤による色調変化が現れるため、カウンタCnt2の値は大になる。したがって、閾値T2の値も比較的大であってよい。一方、染色剤の希薄化にと

もない、カウンタC<sub>nt</sub>2の値は小になっていく。そこで、モード1から2への変更にともない、閾値T2の値をより小である値に変更する。また、モード1から2への変更にともない、閾値T1の値をより大である値に変更する。このように閾値T1及びT2をモードの変更とともに変更することにより、モード2から1への移行を遅らせることが可能となる。

【0202】より具体的には、例えばサンプリング画素数n=100の場合を想定し、表7に示すように閾値T1及びT2を設定する。表7において、モード1及びモード2と記述される欄は、それぞれ現在適用している処理のモード、すなわち前回の判定結果に対応するモードを示している。この表7により、モード1に対応する強調処理を適用しているのであれば、図11におけるステップS52及びS53において、閾値T2及びT1をそれぞれ40及び70と設定する。また、モード2に対応する強調処理を適用しているのであれば、同様に閾値T2及びT1をそれぞれ20及び90に設定する。

【0203】以上説明したように、適用中のモードに応じて各閾値を変更することにより、染色剤散布後の経時的变化により染色剤が希薄化しても、染色画像に対応するモード2を安定的に維持することが可能となる強調処理が実現可能となる。

【0204】また、本実施例においては、閾値T1及びT2をモード1及び2の変更に応じて変更したが、同様の変更を閾値T3及びモード3に対しても適用可能であることはもちろんである。この場合は、例えば表8に示すような設定が考えられる。

#### 【0205】

【表8】

	T1	T2	T3
mode1	70	40	60
mode2	90	20	70
mode3	70	40	40

さらに、他のモード4、閾値T4等を導入した場合において容易に拡張可能であることはいうまでもない。すなわち、各閾値を、適用中のモードに応じて優先するモードに変更されやすいように設定すればよい。

【0206】次に第4実施例について説明する。図21及び図22は本発明の第4実施例に係わり、図21は画像処理部のフィルタリング回路に適用するフィルタF<sub>e</sub>及びノイズ抑制フィルタF<sub>nr</sub>の周波数伝達特性の概要を示す説明図、図22は図21の特性を有するフィルタを設定するフィルタ設定回路の動作を説明するフローチャートである。第4実施例は第1実施例とほとんど同じであるので異なる点のみ説明する。

【0207】第1ないし第3実施例においては、座標軸変換回路53から出力されるu、v及びw画像データ各自に対して適用するフィルタの特性を変更することにより各モードに対応している。すなわち、モード1におい

てはu画像データに対しては注目する構造成分を構成する周波数帯域を強調する周波数伝達特性を備えるフィルタF<sub>e</sub>を、v及びw画像データに対してはノイズ成分が増加する高周波帯域に近づくにしたがって周波数成分を抑制する周波数伝達特性を備えるフィルタF<sub>nr</sub>を適用し、モード2においてはu及びv画像データに対してフィルタF<sub>e</sub>を、w画像データに対してフィルタF<sub>nr</sub>を適用する。この場合、モード1及び2における処理の相違は、v画像データに対し適用するフィルタの特性であることがわかる。

【0208】表9において、mode結果は、処理モード判定結果によるmodeを時系列的に列挙している。

#### 【0209】

【表9】

判定回数	mode
0	1
1	1
2	1
3	1
4	1
⋮	⋮
k-1	1
k	2
k+1	1
k+2	1
⋮	⋮

表9に示すように、モード変化例1は、判定結果のほとんどがモード1であり、判定回数kにおいてのみモード2が判定されている。このような場合、判定回数kにおける判定結果は、誤判定である可能性が考えられる。モード変化例1においては、2画像データに対して、判定回数k-1においてはフィルタF<sub>nr</sub>、判定回数kにおいてはフィルタF<sub>e</sub>、判定回数k+1においては再びフィルタF<sub>nr</sub>が適用される。その結果、判定回数k-1からk+1にかけて2画像データに適用するフィルタの特性変化が急なものとなり、処理結果画像において観察者に不自然な印象を与える恐れが生ずる。

【0210】そこで、本実施例においては、注目する周波数帯域を強調するためのフィルタF<sub>e</sub>を段階的に設定することによる上記の問題点を解決可能とした強調処理について説明する。

【0211】はじめに、注目する周波数帯域を強調する特性を有するフィルタF<sub>e</sub>及びノイズ抑制特性を有するフィルタF<sub>nr</sub>において、双方の周波数伝達特性の間を徐々に遷移するような複数のフィルタ群F<sub>e</sub>1ないしF<sub>e</sub>jをあらかじめ用意しておく。ただし、jは2以上の整数である。

【0212】図21は、j=5とした場合におけるこのようなフィルタ群（以下、フィルタ群の各々を段階フィルタとする）の設定例である。段階フィルタF<sub>e</sub>jはフィルタF<sub>e</sub>に相当する強調のレベルを備えている。ま

た、添え字が隣接する各段階フィルタ間（例えば段階フィルタ  $F_{e,j}$  及び  $F_{e,j-1}$ ）の周波数伝達特性に関しては、その処理結果における目視上の差異は、ほとんど感じられない程度のものとなるように設定する。

【0213】また、フィルタ  $F_{n,r}$  及び各段階フィルタを導入するために、あらかじめモード遷移階数  $d$  を決定しておく。モード遷移階数  $d$  は、例えばモード1から2あるいはその逆に  $m o d e$  が完全変更されるのに最低限必要な判定回数を示す。なお、モード遷移階数  $d$  については、詳細に後述する。

【0214】次に、フィルタ  $F_{n,r}$  及び前記段階フィルタ  $F_{e,1}$  ないし  $F_{e,5}$  を用いた。モード遷移階数  $d$  に対応するフィルタ適用テーブルについて説明する。フィルタ適用テーブルはあらかじめ作成されており、フィルタ設定回路58において参照される。本実施例においては、モード遷移階数  $d$  の設定例として、 $d=10$  とする。

【0215】表10は、フィルタ適用テーブルの作成例である。フィルタ適用テーブルは、0ないし  $d$ 、すなわち0ないし10にわたる判定段階と、各判定段階において適用するフィルタとの対応を示すものである。適用フィルタ名については、判定段階0においてフィルタ  $F_{n,r}$  を、判定段階1ないし10については徐々に強調レベルが増大し、最終的に段階フィルタ  $F_{e,5}$ 、すなわちフィルタ  $F_{e,5}$  が選択されるように各段階フィルタを設定する。

【0216】

【表10】

判定段階	適用フィルタ
0	$F_{n,r}$
1	$F_{e,1}$
2	$F_{e,1}$
3	$F_{e,2}$
4	$F_{e,2}$
5	$F_{e,3}$
6	$F_{e,3}$
7	$F_{e,4}$
8	$F_{e,4}$
9	$F_{e,5}$
10	$F_{e,5}$

統いて、前記段階フィルタを用いた強調処理の動作を説明する。

【0217】図22は本発明の第4実施例におけるフィルタ設定回路58の動作を説明するためのフローチャートである。本実施例においては、 $\vee$ 画像データに対し適用するフィルタを表10におけるフィルタ適用テーブルを参照した上で決定する例を示す。

【0218】はじめに、ステップS130において、モード決定回路59の出力である、モード判定結果を示す変数  $m o d e$  が入力される。本実施例においては、変数  $m o d e$  に代入される値として、前述したモード1、2及び3をそれぞれ表す値1、2及び3と、判定保留を表

す値0を想定している。

【0219】統いてステップS131において、 $m o d e = 1$ 、すなわちモード判定結果がモード1であるかどうかを判定する。 $m o d e = 1$  であれば、ステップS132へ、そうでなければステップS135へ進む。

【0220】ステップS132においては、表10において示した判定段階に対応する変数  $C_1$  を  $C_1 - 1$  とする。すなわち、モード判定結果がモード1であれば、 $\vee$ 画像データに対して適用するフィルタをより強調レベルの低い段階フィルタへと移行することとなる。

【0221】続くステップS133においては、 $C_1$  が0未満であるか否かを判定する。 $C_1 < 0$  であればステップS134へ、そうでなければステップS139へ進む。

【0222】続くステップS134においては、 $C_1$  が0未満になった場合の補正を行う。この補正により、 $C_1 = 0$  が維持され、モード判定結果がモード1である期間は $\vee$ 画像データに対しては判定段階0に対応するフィルタ  $F_{n,r}$  が適用されることとなる。

【0223】ステップS135においては、 $m o d e = 2$  または  $m o d e = 3$  であるか否かの判定を行う。 $m o d e = 2$  または  $m o d e = 3$  であれば、ステップS136へ進む。また、そうでない場合は  $m o d e = 0$ 、すなわちモード決定回路59の出力が判定保留を示しており、適用するフィルタは変更しない。したがって、変数  $C_1$  は変更せず、ステップS139へと進む。

【0224】ステップS136においては、 $\vee$ 画像データに対して適用するフィルタをより強調レベルの高いフィルタへと移行するため、 $C_1 = C_1 + 1$  とする。

【0225】続くステップS137においては、 $C_1$  が10を超過したか否かを判定する。 $C_1 > 10$  であればステップS138へ、そうでなければステップS139へ進む。

【0226】ステップS138においては、 $C_1$  が10を超過した場合の補正を行う。この補正により、 $C_1 = 10$  が維持され、モード判定結果がモード2または3である期間は $\vee$ 画像データに対しては判定段階10に対応する段階フィルタ  $F_{e,5}$ 、すなわちフィルタ  $F_{e,5}$  が適用されることとなる。

【0227】ステップS139においては、前述したステップS130ないしS138における一連の処理を適用した結果得られた変数  $C_1$  の値と表10に示したフィルタ適用テーブルに基づき、 $\vee$ 画像データに対し適用するフィルタを選択する。

【0228】表11は、前述の段階フィルタ ( $j=5$ ) 及び表10に示したフィルタ適用テーブルを用い、図22に示した処理を適用した場合の強調処理の動作例を示す表である。

【0229】

【表11】

判定回数	mode	適用 フィルタ
0	1	Fnr
1	1	Fnr
2	1	Fnr
3	2	Fe1
4	1	Fnr
5	2	Fe1
6	2	Fe1
7	2	Fe2
:	:	:
14	2	Fe5
:	:	:
k	2	Fe5
k+1	2	Fe5
k+2	1	Fe5
k+3	1	Fe4
k+4	1	Fe4
:	:	:
k+12	1	Fnr
k+13	1	Fnr
k+14	1	Fnr

表11においては、判定回数0ないしk+14における処理モード判定結果とv画像データに対し適用するフィルタを表している。また、判定回数0においては、判定段階は0であるものとする。判定回数0ないし2においては、判定結果はモード1であり、v画像データに対し適用するフィルタはフィルタFnrで安定している。一方、判定回数3においては、判定結果はモード2となり、判定段階が1となるため段階フィルタFe1が選択されるが、判定回数4において再び判定結果がモード1となるため判定段階は0となり、フィルタFnrが再選択される。フィルタFnr及び段階フィルタFe1との処理結果上の差異はフィルタFnr及びフィルタFe、すなわち段階フィルタFe5との差異ほど大ではないように設定されており、観察者に対して処理モードが一時的に変更されたことをほとんど感知させることはない。

【0230】また、判定回数5ないし14においては、判定結果が連続してモード2となり、判定段階の増加とともに段階フィルタが徐々に段階フィルタFe5へと移行し、判定段階10で安定する。

【0231】さらに、判定回数k+2以後は判定結果が安定してモード1となり、判定段階の減少にともない適用するフィルタを段階フィルタFe5から徐々にフィルタFnrに近付け、判定回数k+12以後フィルタFnrで安定する。

【0232】以上の説明において示したように、段階的な強調レベルを備えた複数のフィルタ群を用意し、モードの変更が安定的に行われた時点でのフィルタFeまたはフィルタFnrを適用するように制御することにより、処理におけるモードの変更にともなる処理結果画像の変化を、より自然なものとすることが可能となる。

【0233】また、本実施例においては、段階フィルタの数j=5としたが、jを任意の他の整数に設定すること

に関して何等問題はない。また、例えばj=10とした上で10種類の段階フィルタを作成し、1段階おきに5種類使用する等、任意の組み合わせで使用することも考えられる。

【0234】また、本実施例においては、モード遷移階数d=10としたが、dを任意の他の整数に設定することに関しても何等問題はない。

【0235】さらに、本実施例においてはv画像データに対し適用するフィルタの設定を例として説明したが、モード3におけるw画像データへのフィルタ適用に関しても同様な制御が可能であることは明白である。その場合は、図22におけるステップS131の判定式を「mode=1またはmode=2?」、ステップS135の判定式を「mode=3?」とすればよい。

【0236】なお、u画像データに対しては、常にフィルタFeに相当する段階フィルタの適用を維持しておけばよい。

【0237】また、サンプリング画素n2個または現フレームのサンプリング画素m1個のデータの平均値により、適用する段階フィルタの上限を与えるてもよい。すなわち、前記平均値が大である場合はS/N比が良好であることを示しているため、強調レベルの強いフィルタFeを与える。一方、前記平均値が小である場合はS/N比が良好でないことを示しており、強調レベルを抑制するなど例え段階フィルタFe2等を与える。これらは前記平均値に対する閾値処理により容易に実現可能である。

【0238】さらに本実施例の拡張として、処理画像の鮮鋭度を常にはば一定にするために、客観的鮮鋭度評価尺度を導入し、原画像における客観的鮮鋭度評価尺度の算出結果に基づき、処理画像における客観的鮮鋭度評価尺度が一定になるように適用する段階フィルタを選択してもよい。客観的鮮鋭度評価尺度は例え以下のように定義することが可能である。

【0239】

【数5】

$$ES_f = \frac{\iint E(f) |f(x,y) \otimes ss(x,y)| dx dy}{AE(f)} \quad \dots(5)$$

但し  $\otimes$ : たたみ込み演算子

なお、式(5)中のf(x, y)は入力画像、E(f)は入力画像のエッジ領域を表し、AE(f)はE(f)の面積を示す。ss(x, y)は各空間周波数の主観的な鮮鋭さに対する重みを表す高周波数帯域フィルタの逆フーリエ変換を示す。

【0240】また、式(5)におけるエッジシャープネスESfは「井上、田島; “エッジシャープネスを用いた最適鮮鋭化”, 第23回画像工学コンファレンス論文集, pp 25-26, 1992」に詳しい。

【0241】すなわち、前記エッジシャープネスE Sfの値が強調処理結果である画像においてはほぼ一定になるよう、段階フィルタを選択する。

【0242】次に本発明の第5実施例について説明する。図23及び図24は本発明の第5実施例に係わり、図23は画像処理部の強調処理の動作の概念を説明するためのフローチャート、図24は図23の画像変化量算出方法の具体例を説明するためのフローチャートである。第5実施例は第1実施例とほとんど同じであるので異なる点のみ説明する。

【0243】内視鏡検査にあたる医師は、一般に重要な部位については内視鏡の移動量を少なくし、ほぼ同一の視野を維持することにより、慎重な観察を行う。また、特に病変等の存在が疑われる部位については、静止観察、近接観察及び拡大観察（拡大内視鏡使用時）等を行う。一方、観察部位の移動等による視野の変更時においては、慎重な観察が行われることは比較的少なくなる。

【0244】ところで、本発明において説明される一連の強調処理は、注目する構造成分を強調することを目的としている。したがって、上述の説明における前者、すなわち医師が慎重な観察を行っている時点においては強調処理が非常に有効となる。一方、後者、すなわちさほど慎重でない観察状況にある場合には、前者ほど強調処理の望まれる状況ではないと考えられる。特に強調処理を強めに設定している場合には画像の変化が急であれば、構成成分よりもむしろノイズや色ずれ等を強調する結果となり、強調処理結果がかえって受け入れにくいものとなる可能性が生ずる。

【0245】そこで、本発明の第5実施例においては、内視鏡の移動による視野内の変化量に基づき強調のレベルを変化させることにより、より良好な処理結果画像を供することが可能である強調処理について説明する。

【0246】図23は、本実施例における強調処理の動作の概念を説明するためのフローチャートである。図23における一連の処理は、モード決定回路58において適用されるものとする。

【0247】はじめに、ステップS140で画像変化量算出処理を適用する。画像変化量は、主として単位時間あたりの内視鏡の移動量を評価するパラメータである。

【0248】ステップS141においては、ステップS140において算出した画像変化量の値の大小を評価する。画像変化量が小であれば、強調処理が効果的である観察状況にあると判断でき、大であればその逆の観察状況にあるものと考えられる。ステップS141における評価結果が、画像の変化量小であればステップS142に進む。そうでなければステップS143に進む。

【0249】ステップS142においては、強調処理が効果的な観察状況にあることから、強調効果を強める、あるいは持続するようなフィルタ設定を行うパラメータをフィルタ設定回路58に出力する。

【0250】ステップS143においては、強調処理がそれほど効果的でない観察状況下にあることから、強調処理を抑制する、あるいは弱い強調効果を持続するようなフィルタ設定を行うパラメータをフィルタ設定回路58に出力する。

【0251】図23において示した一連の処理は、前述のようにモード決定回路59において実施され、例えば図6におけるステップS5の次に実行すればよい。

【0252】次に、ステップS140における画像変化量算出の具体的実現手段について説明する。

【0253】図24は画像変化量算出方法の具体例を説明するためのフローチャートである。ここでの説明においては、RAM51において取り込まれたR、G及びB画像データの中で、G画像データに着目し、前回のモード判定時におけるG画像データとの、k個のサンプリング画素の値に関する比較に基づく画像変化量算出を適用する。ただし、kは1以上の任意の整数である。

【0254】図24において、はじめにステップS145においてG画像データにおけるサンプリング画素数をカウントするための変数iを1に、画像変化量を示す値va1を0にそれぞれ初期化する。

【0255】続いて、ステップS146において、RAM51において取り込まれたG画像データ内の所定位置にあたる画素の値を、データgiとしてサンプリングする。

【0256】次いで、ステップS147において、前回のモード判定時にステップS146においてサンプリングしたデータg'iとデータgiとの差の二乗を、値va1に加算する。データg'iとデータgiは、ともに同じ位置からサンプリングされた画素の値である。

【0257】ステップS148においては、次回のモード判定処理に備え、データgiをデータg'iに置き換える処理を適用する。

【0258】ステップS149において、所定のサンプリング画素数k個についてステップS146ないしS148における一連の処理を適用したかどうかを変数iとkとの比較により判定し、i=kであれば図23におけるステップS141へ、そうでなければ続くステップS150においてi=i+1とし、ステップS146へ戻る。

【0259】次に、図23におけるステップS141ないしS143における一連の処理に関し、より具体的な処理内容を説明する。

【0260】図24における一連の処理の適用結果である画像変化量の評価値va1に対し、ステップS141において閾値Tv a1との比較を実施する。閾値Tv a1はあらかじめ定められた値であり、サンプリング画素数kの値に応じて任意あるいは経験的に設定してよい。例えば、k=25とし、Tv a1=2500とすればよい。

【0261】ステップS142及びS143においては、フィルタ設定回路59に対し、それぞれ、強調効果を抑制あるいは弱い効果を維持するようなフィルタ設定を行うか、強調効果を増強あるいは強い効果を維持するようなフィルタ設定を行うか、どうかを示すパラメータLの値を決定する。

【0262】本実施例においては、パラメータLに対し、ステップS142においては値0を、ステップS143においては値1を代入し、モード判定結果に基づく強調モードを示す変数m o d eとともにフィルタ設定回路59に出力する。

【0263】ステップS142またはS143によるパラメータLの値に対し、図6において示したステップS6では、パラメータLの値に基づき、例えば以下の説明に示すように、u, v及びw画像データに対してそれ適用するフィルタを設定する。

【0264】もし、パラメータLの値が0であれば、変数m o d e = 1であればu画像データに対し図5において示したフィルタF t r uを、v及びw画像データに対してはフィルタF n rを適用する。変数m o d e = 2であれば、u及びw画像データに対してはフィルタF t r uを、v画像データに対してはフィルタF n rを適用する。また、変数m o d e = 3であればu, v及びw画像データに対してフィルタF t r uを適用する。変数m o d e = 0であれば、前回までのモード判定結果により設定されているモードに基づき、前述のフィルタ変更を実施すればよい。

【0265】また、フィルタF t r uを用いるのではなく、本発明の第4実施例において説明した段階フィルタを適用してもよい。すなわち、フィルタF t r uの代わりに、段階フィルタF e 1等、強調効果の比較的弱いフィルタを適用する。

【0266】一方、パラメータLの値が1であれば、変数m o d eの各値に対応するフィルタをu, v及びw画像データに対して適用すればよい。

【0267】また、本発明の第4実施例において説明した段階フィルタを適用する強調処理においては、前回までのモード判定結果に基づく判定段階が段階フィルタF e jの適用に達していない時点においても、図22において説明したカウンタC1の値を10とし、最も強調効果の強いフィルタを適用するように制御してもよい。

【0268】なお、本実施例において説明した画像変化量算出において、画像変化量を示す値v a lの算出方法は図24を用いて説明した一連の処理によるものに限定されない。例えば、関心領域を画像中央部に定め、時系列的に得られたG画像データに対する前記関心領域における公知の相互相関値を用いてもよい。また、使用する画像はG画像データのみではなく、R, G及びB画像データのいずれかあるいは任意の組み合わせにより実施可能であることは明らかである。

【0269】以上詳細に説明したように、観察している画像の変化量に基づき強調のレベルを変化させることにより、より良好な処理結果画像を供することが可能となる。

【0270】次に本発明の第6実施例について説明する。図25は本発明の第6実施例に係る強調処理におけるモード決定回路及びフィルタ設定回路の動作を説明するためのフローチャートである。第6実施例は第1実施例とほとんど同じであるので異なる点のみ説明する。

【0271】一般に、観察装置7においては、動画像観察時においても任意の時点で画像を静止させることにより精密な診断を行うことが可能となるフリーズ機能を備えている。また、同様に観察装置7においては、R, G及びB画像データからなるカラー画像の観察中においても任意の時点でモノクロ画像を表示させることができあるモノクロ観察機能を備えている。モノクロ観察機能は、通常R, G及びB各画像データが各自出力される3出力に対して例えばすべてG画像データを出力することにより実現される。これらの観察機能はいずれも観察者の任意のタイミングでの適用が可能であるため、画像処理装置3に対しては常に割り込み処理的に発生するものである。一方、フリーズ機能、モノクロ観察機能等を用いて得られた入力画像に対しても、強調処理は最適な処理のモードにて適用されることが望ましい。

【0272】そこで、本発明の第6実施例においては、前述した割り込み処理により発生する入力画像に対しても、該画像に最適な処理のモードを適用し、良好な処理結果画像を得ることが可能となる強調処理について説明する。

【0273】本実施例において説明する強調処理は、割り込み処理による入力画像に対して最適な処理のモードを与える各パラメータの値を即時に設定する。また、モノクロ観察機能に対し、割り込み処理解除後においては前記各パラメータを必要に応じて割り込み処理直前の値に復帰されることにおいて特徴を有する。

【0274】図25は本実施例において説明する強調処理におけるモード決定回路59及びフィルタ設定回路58の動作を説明するためのフローチャートである。以下、図25を参照して、本実施例における強調処理の動作を説明する。なお、本実施例においては、前述した割り込み処理が適用されていない場合の処理のモードとして、本発明の第1実施例において説明したモード1, 2及び3を想定する。

【0275】本実施例における強調処理は、図6において示したパラメータ設定処理におけるステップS1による画像取り込み処理に続き、図25におけるステップS151を適用する。

【0276】ステップS151においては、モノクロ観察機能が適用されているかどうかを判定する。ステップS151における判定は、プロセス制御回路50からの

プロセス制御情報を受けた、制御回路52から得られる情報を参照することにより行う。

【0277】モノクロ観察機能が適用されている場合には、モノクロの画像である入力画像に対して適切な座標軸変換行列及び座標軸逆変換行列を適用し、u、v及びw画像データそれぞれに対してモノクロ画像の強調に適切なフィルタを設定する。また、入力される画像がカラー画像からモノクロ画像に変更された直後においては、変更直前において適用されていた処理のパラメータである、mode及びフィルタF1、F2及びF3を待避する。モノクロ観察機能が解除された時点で、待避したパラメータの設定状態に復帰する。

【0278】ステップS151における判定結果がYes、すなわちモノクロ画像が画像処理装置3に入力されている状況であれば、ステップS158に進む。

【0279】ステップS158においては、前回の処理モード決定時における入力画像がモノクロ画像であったか否かを判定する。すなわち、現在の判定処理が、入力画像がカラー画像からモノクロ画像に変化した直後に行われているものかどうかを判定する。この判定については、例えば制御回路52より前回の判定処理時がモノクロ観察機能適用時に実施されたか否かを示す情報をモード決定回路59に対して出力するようにすればよい。ステップS158における判定結果がYesであれば、ステップS160に進む。

【0280】ステップS158における判定結果がNoであれば、ステップS159において、前回までの判定処理の結果として設定されている処理のパラメータであるmode、フィルタF1、F2及びF3をそれぞれ待避し、ステップS159に進む。各パラメータの待避は制御回路52において実行すればよい。また、modeはモード決定回路59、フィルタF1、F2及びF3はフィルタ設定回路58において待避してもよい。

【0281】続くステップS160においては、変換／逆変換行列設定回路57において、モノクロ画像強調に対して適切な座標軸変換行列及び座標軸逆変換行列の設定を行う。

【0282】観察用モニタ8における3系統の入力信号は、カラー画像観察時においてはR、G及びB画像データから構成される。一方、モノクロ観察機能適用時においては、3系統の入力信号としてすべて同じデータ（例えばG画像データ）が入力される。したがって、処理結果画像において前記3系統の入力信号の値が等しくなくなれば、偽色が発生することとなる。したがって、モノクロ画像に対しては、3系統の入力信号に対する各処理結果が等しくなるように座標軸変換行列及び座標軸逆変換行列を設定する必要がある。

【0283】このような強調処理を実現するために、第1実施例において示した式(1)における座標軸変換行列Aにおいて、 $a_{11}=0.3$ 、 $a_{12}=0.59$ 、 $a$

$=13=0.11$ を設定することが考えられる。すなわち、u画像データとして、輝度信号である0.3R+0.59G+0.11Bを用いることとする。輝度信号に対する強調処理の適用は、処理適用前の画像における色調を保存する。また、 $a_{21}$ ないし $a_{23}$ に対しては、 $a_{11}$ ないし $a_{13}$ に直交する方向の任意の単位ベクトル、 $a_{31}$ ないし $a_{33}$ に対しては $a_{11}$ ないし $a_{13}$ 及び $a_{21}$ ないし $a_{23}$ 双方に直交する単位ベクトルを設定する。また、座標軸逆行列としては、座標軸変換行列Aの逆行列A-1を適用すればよい。

【0284】続くステップS161においては、フィルタ設定回路58において、モノクロ画像を強調するためのフィルタ設定を行う。ステップS160において設定した座標軸変換行列により算出されるu画像データに対してはフィルタFeを適用し、v及びw画像データに対してはフィルタFtrueまたはフィルタFnreを適用すればよい。ステップS161における処理適用後、パラメータ設定処理を終了する。

【0285】ステップS151における判定結果がNoであれば、ステップS157に進む。

【0286】ステップS157においては、フリーズ機能が適用されているかどうかを判定する。ステップS157における判定は、プロセス制御回路50からのプロセス制御情報を受けた。制御回路52から得られる情報を参照することにより行う。

【0287】フリーズ機能が適用されている場合には、フリーズ中の画像である入力画像に対してモード1、2及び3のいずれが適切であるかを判定し、各モードに基づくフィルタの設定をステップS152ないしS156に示す一連の処理により実施する。

【0288】ステップS157における判定結果がYes、すなわちフリーズ画像が画像処理装置3に入力されている状況であれば、ステップS152に進む。ステップS152においては、図6において示したステップS2と同様に、モード決定回路59において、RAM51に取り込んだR、G及びB各画像データ中のm1個の画素P1(r1, g1, b1), ……, Pm1(rm1, gm1, bm1)をサンプリングする。ただし、m1は1以上の整数である。

【0289】続くステップS153及びS154においては、本発明の第1実施例において詳細に説明した、図6におけるステップS3及びS4における明部画素除外処理及び暗部画素除外処理と同様の処理をそれぞれ適用する。ただし、ステップS153においては、図9における一連の処理を、ステップS152においてサンプリングしたm1個の画素に対してのみ適用する。したがって、図9におけるステップS27にて適用する処理は、 $i=m1$ か否か判定するように変更する。

【0290】ステップS155においては、第1の実施例において図11を参照して説明した強調モード決定処

理を適用する。ただし、本実施例においては、入力画像からサンプリングされたm1個の画素に基づくモード判定処理を適用するため、ステップS51ないしS53において適用する各判定処理にそれぞれ用いる閾値T1、T2及びT3の値を、それぞれT1'、T2'及びT3'に変更する。T1'、T2'及びT3'の値は、例えば、第1の実施例では強調モード決定処理において、動画像において時系列的に入力されるm2フレームについてサンプリングしたn=m1×m2個の画素を用いたことから、それぞれT1'=T1/m2、T2'=T2/m2及びT3'=T3/m2と設定すればよい。

【0291】続くステップS156においては、ステップS155において適用した強調モード決定処理に基づき、フィルタ設定回路58においてu、v及びw画像データに対してそれぞれ適用するフィルタF1、F2及びF3を決定する。なお、ステップS156におけるフィルタ設定においては、フリーズ機能動作時の強調処理の即時対応として、本発明の第4実施例において説明した段階フィルタによる遷移的なフィルタの変更は適用せず、u、v及びw画像データ各々に対し、各モードにしたがってフィルタFeまたはフィルタFn\_rを設定する。ステップS156における処理適用後、パラメータ設定処理を終了する。

【0292】ステップS157における判定結果がNoであれば、ステップS162に進む。

【0293】ステップS162においては、ステップS158と同様にして、前回の処理モード決定時において、モノクロ観察機能が適用されていたか否かを判定する。ステップS162における判定結果がYesであることは、モノクロ観察機能が解除されたことを示す。ステップS162における判定結果がYesであれば、ステップS163へ、Noであれば図6におけるステップS2へ進む。

【0294】ステップS163においては、前回までの処理におけるステップS159で待避した処理のパラメータを、復帰させる。すなわち、mode、フィルタF1、F2及びF3をモノクロ観察機能割り込み発生直前の適用状態に再設定することになる。また、座標軸変換行列及び座標軸逆変換行列を、第1実施例において示したものに戻す。ステップS163における処理適用後、パラメータ設定処理を終了する。

【0295】なお、ステップS160において設定するモノクロ画像用座標軸変換行列及び座標軸逆変換行列として、3次元正則行列である単位行列Iを設定してもよい。その場合には、ステップS161において、u、v及びw画像データ各々に対してフィルタFeを適用するように設定する。

【0296】以上詳細に説明したように、本発明の第6実施例における一連の処理を適用することにより、観察装置7の備えるフリーズ機能、モノクロ観察機能等の割

り込み処理により発生する画像データに対しても良好な強調処理が即時に適用可能となる。また、割り込み処理解除後においては、割り込み処理発生直前の処理のパラメータの設定状況に復帰することにより、良好な強調処理が実現可能となる。

【0297】次に本発明の第7実施例について説明する。図26ないし図30は本発明の第7実施例に係わり、図26は画像処理部の構成を示すブロック図、図27は図26のフィルタリング回路に適用するフィルタFeeA、FeeB、FeeCの周波数伝達特性の概要を示す説明図、図28は図26の構造成分量算出回路の動作を説明するためのフローチャート、図29は図26の構造成分量算出回路の処理において適用されるフィルタFbpA、FbpB及びFbpCと対応するフィルタFeeA、FeeB及びFeeCとの周波数伝達特性との間の関係の概念を説明するための説明図、図30は図26の画像処理部で処理される内視鏡画像の周波数成分量の分布量の概念を示す説明図である。第7実施例は第1実施例とほとんど同じであるので異なる点のみ説明する。

【0298】内視鏡検査においては、観察する対象と内視鏡先端部の距離は常に一定の状況下にあるとは限らない。したがって、画像内における注目する構造成分の大きさも変化することとなる。その結果、前記構造成分を構成する成分を多く含む周波数帯域が変化することとなり、特定の周波数帯域を強調する特性を備えるフィルタ1種類のみでは対応しきれない可能性が生ずる。このような現象は、例えば拡大内視鏡を高倍率で用い、さらに近接観察を行った場合に顕著となることが予測される。

【0299】そこで、本実施例においては、強調する周波数帯域が異なる複数のフィルタを用意し、それらの中から画像処理装置3に入力される画像に対して自動的に選択・適用することが可能となる強調処理について説明する。

【0300】図26は本実施例における画像処理部47の構成を示すブロック図である。なお、図26においては、本実施例における画像処理部47が本発明の第1実施例における画像処理部47において説明したRAM51ないしデータ変換回路60a、60b及び60cに関しては共通の構成を備えることにより、同一の番号を付して示すこととする。

【0301】本実施例における画像処理装置47は、図26に示すように、構造成分量算出回路70を備える。構造成分量算出回路70はRAM51に接続され、RAM51において取り込まれたR、G及びB画像データより、後述する構造成分量を表す1つ以上のパラメータを算出する。また、構造成分量算出回路70はフィルタ設定回路58に接続され、算出した構造成分量を表すパラメータを出力する。

【0302】また、本実施例におけるフィルタ設定回路58は、モード決定回路59及び構造成分量算出回路7

0の出力を受けて、フィルタリング回路54をないし54cにおいてそれぞれu, v及びw画像データに対して適用するフィルタを決定する。本実施例においては、フィルタFn rに加え、強調する周波数帯域が異なる複数のフィルタとして、図27に示す3種類のフィルタFe A, Fe B及びFe Cを用意することとする。なお、フィルタFe A, Fe B及びFe Cにおいては、フィルタFe Aが最も低周波数よりの周波数帯域を、フィルタFe Cが最も高周波数よりの周波数帯域をそれぞれ強調する周波数伝達特性を備えるものとする。

【0303】次に、構造成分量算出回路70の動作について説明する。

【0304】本実施例においては、RAM51において取り込まれたR, G及びB画像データの中から、G画像データを用いた構造成分量の算出を行う。図28は、本実施例における構造成分量算出回路70の動作を説明するためのフローチャートである。

【0305】まず、図28に示すステップS170A, S170B及びS170Cにおいて、RAM51において取り込んだG画像データに対し、3種類のフィルタFbp A, Fbp B及びFbp Cを用いた帯域通過フィルタリングをそれぞれ適用する。

【0306】図29は、本実施例の構造成分量算出回路70におけるステップS170A, S170B及びS170Cにおいてそれぞれ適用されるフィルタFbp A, Fbp B及びFbp Cと、各々に対応する前述のフィルタFe A, Fe B及びFe Cとの周波数伝達特性との間の関係の概念を説明するための説明図である。図29に示すように、各帯域通過フィルタリングにおいて適用するフィルタFbp A, Fbp B及びFbp Cは、それぞれ異なる周波数帯域を通過させる周波数伝達特性を備え、各々が通過させる周波数帯域は、前述のフィルタFe A, Fe B及びFe Cが強調する周波数帯域に即している。

【0307】続いて、ステップS171A, S171B及びS171Cにおいて、ステップS170A, S170B及びS170Cにおけるそれぞれの帯域通過フィルタリングを適用後のG画像から、各通過帯域における構造成分量A, B及びCを算出する。構造成分量A, B及びCとしては、本実施例においては帯域通過フィルタリング適用後のG画像データにおける各画素の二乗和を用いることとする。

【0308】ステップS171A, S171B及びS171Cにおいてそれぞれ算出した構造成分量A, B及びCは、フィルタ設定手段58に対して出力される。

【0309】フィルタ設定回路58は、第1ないし6実施例において説明したように、モード決定回路59から得られる処理のモードにしたがい、u, v及びw画像データに対してそれぞれ構造成分を強調する周波数伝達特性を備えるフィルタFeと、ノイズを抑制する周波数伝

達成分を備えるフィルタFn rのいずれを適用するかを決定する。さらに、構造成分量算出回路70から得られた構造成分量A, B及びCを基に、以下に示す説明における処理により、フィルタFeとして、フィルタFe A, Fe B及びFe Cのいずれを適用するかを決定する。

【0310】ステップS170A, S170B及びS170Cにおける帯域通過フィルタリング適用後のG画像データは、G画像データが各帯域通過フィルタの通過帯域においてどれだけの構造成分を含んでいたかを反映するものとなっている。通常、内視鏡画像の周波数成分量は、高周波帯域になるほど減少する。よって、構造成分量A, B及びCの値は、通常構造成分量Aが最も大であり、構造成分量Cが最も小となる。

【0311】周波数成分量の分布量の概念は、例えば図30(b)に示すようなものとなる。一方、構造成分がより高周波数帯域に多く含まれるようになると、周波数成分量の概念は、例えば図30(c)に示すようなものとなる。逆に、拡大内視鏡を用いた拡大かつ近接観察時に見られるように、高周波数帯域における構造成分量が減少すれば、周波数成分の概念は、例えば図30(a)に示すようなものとなる。

【0312】構造成分量A, B及びCは、その大小関係が変わることは少ないが、その値の差は変化する。したがって、この差に基づき適用するフィルタFeをフィルタFe A, Fe B及びFe Cのいずれにするかを判定することが可能となる。

【0313】具体的には、例えば構造成分量Cの値が構造成分量Bの値の1/3以上であればフィルタFe Cを、そうでない場合には、構造成分量Bの値が構造成分量Aの値の1/10未満であればフィルタFe Aを選択する。また、いずれの場合でもなければフィルタFe Bを選択すればよい。

【0314】以上に説明した一連の処理の適用により、注目する構造成分の分布量に基づき、強調する周波数帯域の異なる複数のフィルタの中から適切なフィルタを自動で選択・適用することが可能となる。

【0315】したがって、本発明の第7実施例における強調処理を適用することにより、注目する構造成分を構成する成分を多く含む周波数帯域が変化した場合においても、良好な観察画像を得ることが可能となる。

【0316】なお、本実施例においては、強調する周波数帯域が異なるフィルタ数を3としたが、これに限定されるものではない。また、各フィルタに対して本発明の第4実施例において説明した段階的な周波数伝達特性を備えるフィルタ群を用意してもよい。

【0317】また、本実施例における帯域通過フィルタリングは、デジタルフィルタを用いたフィルタリングあるいはフーリエ変換を用いた空間周波数領域上におけるフィルタリングのいずれにより実現してもよい。

【0318】また、本実施例における構造成分量は、帯域通過フィルタリング後のG画像データにおけるパワースペクトル密度に使用してもよい。

【0319】本実施例においては、構造成分量をG画像データから算出したが、これに限定されるものではなく、RAM51において取り込まれたR、G、及びB画像データのいずれかあるいは任意の組み合わせにおいて適用可能である。また、例えば適用している処理がモード1である場合はG画像データ、モード2である場合はR画像データを使用するように、動的に変更してもよい。

【0320】次に本発明の第8実施例について説明する。図31ないし図33は本発明の第8実施例に係わり、図31は画像処理部の構成を示すブロック図、図32は図31のフィルタリング回路に適用するフィルタF<sub>eA</sub>、F<sub>eB</sub>、F<sub>eC</sub>の周波数伝達特性の概要を示す説明図、図33は図31の構造／ノイズ成分比算出回路の動作を説明するためのフローチャートである。第8実施例は第1実施例とほとんど同じであるので異なる点のみ説明する。

【0321】本発明の第1ないし7実施例においては、第1実施例において説明したように、青系の色素を散布した染色画像においては、R画像データにおいても強調対象とすべき成分が含まれるようになることから、v画像データに対して強調フィルタを適用する。

【0322】一方、経時的な変化により染色剤が希薄になった場合等においては、v画像データにおいて構造成分を構成する周波数成分とノイズによる周波数成分との比が徐々に小になる。

【0323】このような場合においては、モード2の適用を維持するべきではあるが、過度な強調効果はかえってノイズの増加を生ずる原因となる場合が発生し得る。

【0324】そこで、本実施例においては、モード2の適用において、v画像データにおける注目する構造成分を構成する周波数成分と、ノイズによる周波数成分との割合に応じて強調フィルタを自動で変更することにより、より観察する良好な処理結果画像を得ることが可能となる強調処理について説明する。

【0325】本実施例における画像処理装置47は、図31に示すように、構造／ノイズ成分比算出回路71を備える。以下、図31を参照して本実施例における強調処理の動作について説明する。

【0326】図31において、構造／ノイズ成分比算出手段回路はRAM51に接続され、RAM51において取り込まれたR、G及びB画像データより、後述する構造／ノイズ成分比を表す1つ以上のパラメータを算出する。また、構造／ノイズ成分比算出回路71はフィルタ設定回路58に接続され、算出した構造／ノイズ成分比を表すパラメータを出力する。

【0327】また、本実施例におけるフィルタ設定回路

58は、本発明の第4実施例において図21を参照して説明した、強調のレベルの異なる複数のフィルタ群を備えており、モード決定回路59及び構造／ノイズ成分比算出回路71の出力を受けて、フィルタリング回路54a、54b及び54cにおいてそれぞれu、v及びw画像データに対して適用するフィルタを決定する。本実施例においては、モード2における処理実行時のv画像データへ適用するフィルタの強調のレベルを、構造／ノイズ成分比算出回路71から得られるパラメータにより制御する。

【0328】構造／ノイズ成分比算出回路71においては、構造／ノイズ成分比を表すパラメータを算出するため、通過帯域が異なる複数の帯域通過フィルタとして、図32に示す2種類のフィルタF<sub>b p1</sub>及びF<sub>b p2</sub>を用意することとする。フィルタF<sub>b p1</sub>及びF<sub>b p2</sub>においては、フィルタF<sub>b p1</sub>が適用するフィルタF<sub>e</sub>が最も強調する周波数帯域を、フィルタF<sub>b p2</sub>はノイズ成分が主として分布する、より高周波数よりの周波数帯域をそれぞれ通過する周波数伝達特性を備えるものとする。なお、内視鏡画像におけるノイズ成分が多く分布する周波数帯域は安定しているため、あらかじめノイズ画像のスペクトルを解析することによりフィルタF<sub>b p2</sub>の特性を決定しておけばよい。

【0329】次に、構造／ノイズ成分比算出回路71の動作について説明する。

【0330】本実施例においては、RAM51において取り込まれたR、G及びB画像データの中から、R画像データを用いた構造成分量の算出を行う。図33は、本実施例における構造／ノイズ成分比算出回路71の動作を説明するためのフローチャートである。

【0331】以下、図33を参照して、本実施例における構造／ノイズ成分比算出回路71及びフィルタ設定回路58の動作を説明する。

【0332】RAM51において取り込まれたR画像データに対して、ステップS175A及びS175Bにおいてフィルタリング1及びフィルタリング2をそれぞれ適用する。ステップS175Aにおけるフィルタリング1においては、前述のフィルタF<sub>b p1</sub>を用いた帯域通過フィルタリングを適用する。ステップS175Bにおいては、前述のフィルタF<sub>b p2</sub>を用いた帯域通過フィルタリングを適用する。

【0333】続くステップS176A及びS176Bにおいては、ステップS175A及びS175Bにおける帯域通過フィルタリング適用後のR画像データに対し、本発明の第7実施例において説明した、図28におけるステップS171A、S171B及びS171Cにおける構造成分量算出処理と同様の手法により、構造成分量及びノイズ成分量を算出する。

【0334】ステップS177においては、ステップS176A及びS176Bにおいて算出した構造成分量及

びノイズ成分量に基づき、構造／ノイズ成分比算出処理を適用する。

【0335】ステップS177における構造／ノイズ成分比算出処理は、ノイズ成分を構造成分で除した値を算出すればよい。

【0336】ステップS177における算出された構造／ノイズ成分比の値は、フィルタ設定回路58に出力される。

【0337】フィルタ設定回路58は、第1ないし7実施例において説明したように、モード決定回路59から得られる処理のモードにしたがい、u、v及びw画像データに対してそれぞれ構造成分を強調する周波数伝達特性を備えるフィルタFeと、ノイズを抑制する周波数伝達特性を備えるフィルタFn rのいずれを適用するかを決定する。さらに、本実施例においては、モード2における処理の適用時に、v画像データに対して適用するフィルタを、構造／ノイズ成分比算出回路71から得られた構造／ノイズ成分比を基に、以下に示す説明における処理により選択する。

【0338】R画像データにおいて、構造成分量が大である場合は、構造／ノイズ成分比算出回路71より得られる構造／ノイズ成分比の値は小になる。一方、構造成分量が小である場合には、構造／ノイズ成分比の値は大になる。したがって、得られた構造／ノイズ成分比の値をある値ごとに分割し、適用するフィルタの強調のレベルの段階を決定すればよい。例えば、段階フィルタとして、図21におけるフィルタFe1ないしFe5を適用する場合には、構造／ノイズ成分比の値が0以上0.1未満である場合にフィルタFe5を、0.1以上0.2未満である場合にはフィルタFe4を、以下、構造／ノイズ成分比の値を0.1ずつの刻みでフィルタFe3及びFe2を適用し、0.4以上ではフィルタFe1を2画像データに対して適用する。

【0339】以上詳細に説明したように、本実施例における強調処理により、経時的な変化により染色剤が希薄になった場合等におけるモード2の適用時においても、過度な強調効果を回避することが可能となる。したがって、常に観察においてノイズ感の良好な処理結果画像が得られる。

【0340】次に本発明の第9実施例について説明する。図34ないし図39は本発明の第9実施例に係わり、図34はサンプリング画素Pの色調を判定するためのパラメータx及びyの取り得る2次元領域を説明する説明図、図35は図34の2次元領域に対するモード決定処理の詳細を説明するための第1のフローチャート、図36は図34の2次元領域に対するモード決定処理の詳細を説明するための第2のフローチャート、図37は図34の2次元領域に対する画素値の変動が少ないということを利用したモード4の判定方法を説明するフローチャート、図38はサンプリング画素が図34における

領域4へ時間的に安定して集中するためフィルタ設定モードの変化が少ないと利用したモード4の設定方法を説明するフローチャート、図39は図36の処理において設定された変数modeの配列mode[i]への格納方法を説明するフローチャートである。第9実施例は第1実施例とほとんど同じであるので異なる点のみ説明する。

【0341】内視鏡が検査に用いられていない、すなわち未使用の状態で、例えば内視鏡用ハンガー等に吊るされたときに得られる内視鏡画像（以下、体腔外画像とする）においては、当然画像内には強調すべき構造成分は存在せず、むしろノイズのみが強調される。

【0342】そこで、本実施例では、体腔外画像に対しては、不要な強調処理を避けることが可能となる強調処理について説明する。

【0343】本実施例においては、第1ないし第8実施例において説明した図4におけるフィルタ設定回路58及びモード決定回路59におけるモード1ないし3に加えて、体腔外画像に対する処理としてモード4を設定するものとする。また図4におけるフィルタリング回路54aないしc、フィルタ設定回路58及びモード決定回路59以外の各回路の動作は、第1実施例における各々の動作と同じである。以下、本実施例におけるフィルタリング回路54aないしc、フィルタ設定回路58及びモード決定回路59の動作について説明する。

【0344】図34は、第1実施例における図11に示すステップS42と同様に、サンプリング画素Pの色調を判定するためのパラメータx及びyの取り得る範囲を2次元領域に示した例である。領域1ないし領域3は第1実施例の図12における領域1ないし領域3に相当する。領域4は、体腔外画像からのサンプリング画素Pが高い頻度で分布する範囲を示す。

【0345】図35は本実施例における、図6において示したステップS5におけるモード決定処理の詳細を説明するためのフローチャートである。

【0346】まず図4におけるモード決定回路59において、体腔外画像に対する処理モード決定に係わる動作を説明する。

【0347】体腔外画像においては、外光の入射、光源部7Aにおける自動調光機能による照射光の減少により画像全体が体腔外画像特有の色調を呈する。本実施例においては、画像の色調に基づき、体腔外画像が入力されたことを検知し、強調処理の適用を停止し、または抑制することとする。

【0348】第1実施例において説明したように、図6のステップS1ないしステップS4によって、サンプリング画素n個からステップS3における明部画素除外処理及びステップS4における暗部画素除外処理を経て除外されなかったn2個のサンプリング画素を得る。

【0349】続く図6におけるステップS5は、モード

決定回路59において適用され、n2個のサンプリング画素を用いてモード決定処理を行う。

【0350】以下、図35及び図36のフローチャートを用いて図6のステップS5における本実施例のモード決定処理の詳細を説明する。

【0351】まず、ステップS201において、ステップS202ないしステップS209までの一連の処理をn2回繰り返すためにカウントを行うための変数iの値を1に、第1実施例で説明したモード1, 2, 3及び後述するモード4のいずれかを決定するために用いるカウンタCnt1, Cnt2, Cnt3及びCnt4の値を0にそれぞれ初期化する。

【0352】ステップS202ないしステップS205における一連の処理内容と、ステップS211及びステップS212の処理内容は、第1実施例において示した図11におけるステップS42ないしステップS45における一連の処理内容と、ステップS49及びステップS50の処理内容に、それぞれ同じである。

【0353】本実施例においては、図35におけるステップS205によって変数stateが2でないと判断された後には、ステップS206へ進む。

【0354】ステップS206においては、変数stateが3であるかどうかを判定する。変数stateの値が3であればステップS207に進み、カウンタCnt3の値をCnt3+1に変更し、ステップS209に進む。

【0355】ステップS206において変数stateが3であると判定されなかった場合には、ステップS208に進む。ステップS204、ステップS205及びステップS206における変数stateの値の判定が1, 2及び3でないことは、変数stateの値が4であることと同義であるため、ステップS208においてカウンタCnt4をCnt4+1に変更し、ステップS209へ進む。

【0356】ステップS209においては、i=n2であると判定されなければ、ステップS210においてiをi+1と置き換えてステップS202へ進み、i=n2であると判定されれば図36のステップS213へ進む。

【0357】ステップS213においては、カウンタCnt4の値が閾値T4以上であるかどうかを判定する。カウンタCnt4の値が閾値T4以上であれば、ステップS214に進み、図6におけるステップS5の処理結果として変数modeに、体腔外画像に対する処理を行うモード4を示唆する値4を代入し、図6におけるステップS6へ進む。閾値T4としては、例えば処理対象画素数n2の70%に相当する値を与える。

【0358】ステップS213においてカウンタCnt4の値が閾値T4以上であると判定されなければ、ステップS215へ進む。

【0359】ステップS215ないしステップS222における一連の処理内容は、第1実施例において示した図11のステップS51ないしステップS58における一連の処理内容と同様である。

【0360】以上に説明した一連の動作により、本実施例における処理のモード1, 2, 3及び4の選択・適用を決定する。

【0361】次に本実施例におけるフィルタ設定回路58の動作について説明する。

【0362】図6におけるステップS6は、フィルタ設定回路58において適用される。

【0363】図6におけるステップS5の処理結果がモード1ないし3のとき、図6におけるステップS6におけるフィルタ設定は、第1実施例で説明したモード1ないし3に対するフィルタ設定と同様である。

【0364】図6におけるステップS5の処理結果がモード4のとき、図6におけるステップS6において設定されるフィルタは、フィルタリング回路54aないしcにおいてそれぞれ用いるフィルタF1, F2及びF3の全てに対して、図5に示した周波数特性をもつフィルタFtrueとする。フィルタFtrueの適用によって式(1)におけるu, v及びw画像データの各周波数成分は変化しない。したがって体腔外画像に対する不要な強調処理を回避することが可能となる。

【0365】さらに、図4におけるモード決定回路59において、体腔外画像に対する処理モード4の決定に関し、以下の説明による方法を用いることも可能である。

【0366】図37は、内視鏡が未使用であるときに得られる体腔外画像は内視鏡が静止状態にあり、画像の変化が乏しいため、画素値の変動が少ないということを利用したモード4の判定方法を説明するフローチャートである。図37における一連の処理を、図36におけるステップS214と置き換えることにより、より良好なモード決定処理を実現することが可能となる。図36においては、ステップS214が図37におけるステップS231ないしステップS241に代替されるのみで、ステップS201ないしステップS213及びステップS215ないしステップS222はそのまま以下に示す動作説明に用いられるものとする。

【0367】図35におけるステップS201ないしステップS212の一連の処理を経て、ステップS213において、変数stateが4となるサンプリング画素数Cnt4が、閾値T4以上であると判定されなければ、図36におけるステップS215へ進む。

【0368】図36におけるステップS213において、変数stateが4となるサンプリング画素数Cnt4が、閾値T4以上であると判定されれば、図37におけるステップS231へ進む。

【0369】図37における動作説明に、第1実施例における図6に示したステップS1における動作説明の具

体例を示した図8を用いることとする。

【0370】図37におけるステップS231においては、ステップS232ないしステップS235までの一連の処理を、モード設定回路59において1フレームあたりのサンプリング画素数分（m1回）行うためにカウントを行うカウンタ変数iを1に、また図8に示すように、第1実施例における図6に示したステップS2において格納されるm2（例えばm2=10とする）フレーム分のサンプリング画素データより、時系列的に最新のサンプリングを実施したフレーム（以下、現フレームとする）m2と、最古のフレーム（以下、フレーム1）間のサンプリング画素値の比較を行い、サンプリング画素値の変動量が少ない画素数をカウントするためのカウンタ変数Cn<sub>t</sub>を0に初期化する。ステップS231実行後はステップS232へ進む。

【0371】図37におけるステップS232においては、現フレームm2におけるi番目のサンプリング画素のRデータを示すSmp（m2, i, 1）とフレーム1におけるi番目のサンプリング画素のRデータを示すSmp（1, i, 1）の差の絶対値を算出し、変数ADRに代入する。同様に現フレームm2におけるi番目のサンプリング画素のGデータを示すSmp（m2, i, 2）とフレーム1におけるi番目のサンプリング画素のGデータを示すSmp（1, i, 2）の差の絶対値を算出し、変数ADGに代入し、現フレームm2におけるi番目のサンプリング画素のBデータを示すSmp（m2, i, 3）とフレーム1におけるi番目のサンプリング画素のBデータを示すSmp（1, i, 3）の差の絶対値を算出し、変数ADBに代入する。ここで配列Smp（i, j, k）の各要素は、i番目のフレームのj番目のサンプリング画素に対応し、k=1がR、k=2がG、k=3がBの値を格納するものとする。

【0372】ステップS234においては、変数ADRが閾値ADRthよりも小さく、かつ変数ADGが閾値ADGthよりも小さく、さらに変数ADBが閾値ADBthよりも小さいかどうかを判定する。

【0373】変数ADR, ADG及びADBは、フレーム1及びm2の間におけるRGB各データの変動を表しており、これが小であることは、内視鏡が静止状態にあることを示している。

【0374】ステップS234において、変数ADRが閾値ADRthよりも小さく、かつ変数ADGが閾値ADGthよりも小さく、さらに変数ADBが閾値ADBthよりも小さいと判定されれば、ステップS236へ進む。またステップS234において、変数ADRが閾値ADRthよりも小さく、かつ変数ADGが閾値ADGthよりも小さく、さらに変数ADBが閾値ADBthよりも小さいと判定されなければ、ステップS235へ進む。各閾値は、例えばADRth=ADGth=ADBth=10とする。

【0375】ステップS235においては、変数iが1フレームあたりのサンプリング画素数m1に等しいかどうかを判定する。

【0376】ステップS235において、変数iがサンプリング画素数m1に等しいと判定されなければ、ステップS237へ進む。またステップS235において、変数iがサンプリング画素数m1に等しいと判定されれば、ステップS238へ進む。

【0377】ステップS236において、変数Cn<sub>t</sub>にCn<sub>t</sub>+1を代入し、ステップS235へ進む。

【0378】ステップS237において、変数iにi+1を代入し、ステップS232へ進む。

【0379】ステップS238においては、変数Cn<sub>t</sub>を1フレームあたりのサンプリング数m1で除した値が閾値Rthよりも大きいかどうかを判定する。閾値Rthを例えば0.7とする。

【0380】ステップS238において、変数Cn<sub>t</sub>をサンプリング数m1で除した値が閾値Rthよりも大きいと判定されなければ、ステップS239へ進む。またステップS238において、変数Cn<sub>t</sub>をサンプリング数m1で除した値が閾値Rthよりも大きいと判定されれば、ステップS240へ進む。

【0381】ステップS239においては、図34における領域4が領域2に包含されていることから、現フレームが染色画像である可能性があるため、フィルタ設定のモードを示す変数mod<sub>e</sub>に2を代入し、図36におけるステップS222へ進む。

【0382】ステップS240においては、変数mod<sub>e</sub>に4を代入し、図36におけるステップS222へ進む。

【0383】以上に説明した一連の動作により、モード決定回路59におけるmod<sub>e</sub>をモード4に決定することも可能である。

【0384】また図37におけるステップS239における変数mod<sub>e</sub>へは、判定保留を示す0を代入してもよい。

【0385】さらに、図37のステップS234における判定条件は、3つの判定条件のうちのいずれか1つ、例えばADGが閾値ADGth以下である、あるいはいずれか2つ、例えばADRが閾値ADRth以下で、かつADGが閾値ADGth以下である、のように変更してもよい。

【0386】さらに、図4におけるモード決定回路59における体腔外画像に対する処理のモード4の決定には以下の方法を用いることも可能である。

【0387】図38は、内視鏡が未使用であるときに得られる体腔外画像が画像の変化が乏しく、サンプリング画素が図34における領域4へ時間的に安定して集中するため、フィルタ設定モードの変化が少ないと利用したモード4の設定方法を説明するフローチャートであ

る。

【0388】図39は、図36におけるステップS218ないしステップS221において設定された変数m o d eの、配列m o d e [ i ]への格納方法を説明するフローチャートである。

【0389】図38における一連の処理を図36におけるステップS214と、また図39における処理を図36におけるステップS222とそれ置き換えることにより、より良好なモード決定処理を実現することが可能となる。図36においては、ステップS214が図38に、またステップS222が図39に代替されるのみで、ステップS201ないしステップS213及びステップS215ないしステップS221はそのままに以下に示す動作説明に用いられるものとする。

【0390】図36におけるステップS213において、変数s t a t eが4となるサンプリング画素数C n t 4が、閾値T4以上であれば、現フレームはモード4であると判定され、図38におけるステップS251へ進む。

【0391】図38のステップS251においては、ステップS252及びステップS253の処理を、第1実施例における図6に示したステップS2において格納されるフレーム数分(m2回)行うためにカウントを行うカウンタ変数iを1に初期化する。ステップS251の実行後はステップS252へ進む。

【0392】ステップS252においては、現フレームよりもm2フレーム前までの各フレームに対して、図36のステップS213及びステップS215ないしステップS218においてそれぞれモード4, 3, 2, 1及び0と判定されたモードを格納する、m2個の要素からなる配列m o d e [ i ](i=1, …, m2)が、モード4を意味する4に等しいかどうかを判定する。

【0393】ステップS252において、配列m o d e [ i ]が4に等しいと判定されなければ、ステップS256へ進む。またステップS252において、配列m o d e [ i ]が4に等しいと判定されれば、ステップS253へ進む。

【0394】ステップS253においては、i=m2であるかどうかを判定する。

【0395】ステップS253において、i=m2であると判定されなければ、ステップS254へ進む。またステップS253において、i=m2であると判定されれば、ステップS257へ進む。ステップS254において、変数iにi+1を代入し、ステップS252へ進む。

【0396】ステップS256においては、現フレームに対するm o d eを2に設定するため、変数m o d eに2を代入して、ステップS258へ進む。

【0397】ステップS257においては、現フレームに対するm o d eを4に設定するため、変数m o d eに

4を代入して、ステップS258へ進む。

【0398】ステップS258においては、現フレームに対して図36におけるステップS213で判定されたモード4を格納するために、配列m o d eの1番目の要素値に、配列m o d eの2番目の要素値を代入するというように、配列m o d e [ i ]に配列m o d e [ i + 1 ]の要素値を代入するシフト操作を、i=1からi=(m2-1)まで行う。ステップS258の実行後はステップS259へ進む。

【0399】ステップS259においては、配列m o d eの最後の配列要素m o d e [ m2 ]に現フレームに対する図36のステップS213において判定されたモード4を示す4の値を代入し、図36におけるステップS222へ進む。

【0400】上述したように、図36におけるステップS222は図39におけるステップS271ないしステップS274に代替される。

【0401】図39におけるステップS271は、図36におけるステップS218ないしステップS221あるいは図38におけるステップS259に続き、変数m o d eが図36におけるステップS218ないしステップS221において設定されたことと同義な判定条件、変数m o d eが4ではなく、かつ配列m o d e [ m2 ]が4でないかどうかを判定する。

【0402】ステップS272においては、配列m o d e [ i ]に配列m o d e [ i + 1 ]の要素値を代入するシフト操作をi=1からi=(m2-1)まで行う。ステップS272の実行後はステップS273へ進む。

【0403】ステップS273においては、配列m o d eの最後の配列m o d e [ m2 ]に現フレームに対して図36におけるステップS218ないしステップS221において設定された変数m o d eの値を代入する。

【0404】ステップS273の実行後は、図6におけるステップS6へ進む。

【0405】なお配列m o d e [ i ]は、図6におけるステップS2において、m2個の要素の初期値として-1が格納され、また図38におけるステップS258及びステップS259あるいは図39におけるステップS272及びステップS273において示すように、時系列的に古いフレームに対して判定されたモードから順に格納されるものとする。

【0406】以上に説明した一連の動作により、モード決定回路59におけるm o d eをモード4に決定することも可能である。

【0407】また図38におけるステップS256における変数m o d eへは、判定保留を示す0を代入してもよい。

【0408】あるいは図4におけるモード決定回路59における体腔外画像に対する処理のモード4の決定には以下の方法を用いてよい。

【0409】つまり、図37を用いて説明した方法と、図38及び図39を用いて説明した方法を組み合わせた方法を用いててもよい。つまり、図37におけるステップS240を、図38におけるステップS251ないしステップS257に、また図37におけるステップS241を図38におけるステップS258ないしステップS260にそれぞれ代替した図37を、図36におけるステップS214に代替し、また図36におけるステップS222を図39におけるステップS271ないしステップS2742に代替することの他は図35及び図36における各ステップを用いることで表される説明図に従って処理することで、モード決定回路59におけるm o d eをモード4に決定することも可能である。

【0410】また図37におけるステップS239及び図38におけるステップS256における変数m o d eへは、共に、判定保留を示す0を代入してもよい。

【0411】また図4におけるフィルタ設定回路58におけるモード4に対して設定されるフィルタF1, F2及びF3は、それぞれ図13に示したノイズ制御フィルタF<sub>n r</sub>であってもよい。

【0412】あるいは図4におけるフィルタ設定回路58におけるモード4に対して設定されるフィルタF1, F2及びF3は、適用フィルタの周波数伝達特性の急変を避けて、処理画像からより自然な印象を得るために、例えば図21に示したような周波数伝達特性をもつ複数のフィルタを用いて、例えばF<sub>e 3</sub>からF<sub>e 2</sub>へ1段階ずつ、あるいはF<sub>e 3</sub>からF<sub>e 1</sub>へ数段階ずつ下げるように、段階的に変化させてもよい。

【0413】以上に説明したように、本実施例における強調処理により、内視鏡が未使用の場合において、不要な強調処理を避けることが可能となる。

#### 【0414】〔付記〕

(付記項1) 内視鏡撮像装置により入力される、複数の色信号に分割された内視鏡画像に対し、所定の画像処理を施す内視鏡画像処理装置において、少なくとも1組の変換行列及び逆変換行列を設定する変換／逆変換行列設定手段と、フィルタを設定するフィルタ設定手段と前記変換／逆変換行列設定手段により設定された前記変換行列を用いて前記複数の色信号を新たな複数の色信号に変換する変換手段と、前記変換手段により得られた前記新たな複数の色信号の少なくとも1つに前記フィルタ設定手段により設定された前記フィルタを用いたフィルタリングを適用するフィルタリング手段と、前記変換／逆変換行列設定手段により設定された前記逆変換行列を用いて前記フィルタリング手段によるフィルタリング適用後の前記新たな色信号を前記複数の色信号に逆変換する逆変換手段とを備え、前記フィルタ設定手段は、前記内視鏡画像を構成する前記複数の色信号に基づきフィルタを設定することを特徴とする内視鏡画像処理装置。

#### 【0415】(付記項2) 前記変換／逆変換行列設定手

段が前記複数の色信号に基づき、前記変換行列及び前記逆変換行列を設定することを特徴とする付記項1に記載の内視鏡画像処理装置。

【0416】(付記項3) 内視鏡撮像装置により入力される、複数の色信号に分割された内視鏡画像に対し、所定の画像処理を施す内視鏡画像処理装置において、少なくとも1組の変換行列及び逆変換行列を設定する変換／逆変換行列設定手段と、フィルタを設定するフィルタ設定手段と前記変換／逆変換行列設定手段により設定された前記変換行列を用いて前記複数の色信号を新たな複数の色信号に変換する変換手段と、前記変換手段により得られた前記新たな複数の色信号の少なくとも1つに前記フィルタ設定手段により設定された前記フィルタを用いたフィルタリングを適用するフィルタリング手段と、前記変換／逆変換行列設定手段により設定された前記逆変換行列を用いて前記フィルタリング手段によるフィルタリング適用後の前記新たな色信号を前記複数の色信号に逆変換する逆変換手段とを備え、前記変換／逆変換行列設定手段は、前記内視鏡画像を構成する前記複数の色信号に基づき前記変換行列及び前記変換逆行列を設定することを特徴とする内視鏡画像処理装置。

【0417】(付記項4) 内視鏡撮像装置により入力される、複数の色信号に分割された内視鏡画像に対し、所定の画像処理を施す内視鏡画像処理装置において、前記内視鏡画像における少なくとも染色剤散布画像及び染色剤非散布画像の別を検出する画像検出手段を備え、少なくとも1組の変換行列及び逆変換行列を設定する変換／逆変換行列設定手段と、フィルタを設定するフィルタ設定手段と前記変換／逆変換行列設定手段により設定された前記変換行列を用いて前記複数の色信号を新たな複数の色信号に変換する変換手段と、前記変換手段により得られた前記新たな複数の色信号の少なくとも1つに前記フィルタ設定手段により設定された前記フィルタを用いたフィルタリングを適用するフィルタリング手段と、前記変換／逆変換行列設定手段により設定された前記逆変換行列を用いて前記フィルタリング手段によりフィルタリング適用後の前記新たな色信号を前記複数の色信号に逆変換する逆変換手段とを備え、前記フィルタ設定手段は、前記画像検出手段の検出結果に基づき前記フィルタを設定することを特徴とする内視鏡画像処理装置。

【0418】(付記項5) 前記変換／逆変換行列設定手段が前記画像検出手段の検出結果に応じて設定する前記変換行列及び前記逆変換行列を変更することを特徴とする付記項4に記載の内視鏡画像処理装置。

【0419】(付記項6) 内視鏡撮像装置により入力される、複数の色信号に分割された内視鏡画像に対し、所定の画像処理を施す内視鏡画像処理装置において、前記内視鏡画像における少なくとも染色剤散布画像及び染色剤非散布画像の別を検出する画像検出手段を備え、少なくとも1組の変換行列及び逆変換行列を設定する変換／

逆変換行列設定手段と、フィルタを設定するフィルタ設定手段と前記変換／逆変換行列設定手段により設定された前記変換行列を用いて前記複数の色信号を新たな複数の色信号に変換する変換手段と、前記変換手段により得られた前記新たな複数の色信号の少なくとも1つに前記フィルタ設定手段により設定された前記フィルタを用いたフィルタリングを適用するフィルタリング手段と、前記変換／逆変換行列設定手段により設定された前記逆変換行列を用いて前記フィルタリング手段によるフィルタリング適用後の前記新たな色信号を前記複数の色信号に逆変換する逆変換手段とを備え、前記変換／逆変換行列設定手段は、前記画像検出手段の検出結果に基づき前記変換行列及び前記逆変換行列を設定することを特徴とする内視鏡画像処理装置。

【0420】(付記項7) 前記画像検出手段が前記複数の色信号からなる前記内視鏡画像における色調を表すデータに基づく検出を行うことを特徴とする付記項4ないし6のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0421】(付記項8) 内視鏡撮像装置により入力される、複数の色信号に分割された内視鏡画像に対し、所定の画像処理を施す内視鏡画像処理装置において、前記複数の色信号に分割された前記内視鏡画像に対し、適用する処理のモードを設定するモード設定手段と、少なくとも1組の変換行列及び逆変換行列を設定する変換／逆変換行列設定手段と、フィルタを設定するフィルタ設定手段と前記変換／逆変換行列設定手段により設定された前記変換行列を用いて前記複数の色信号を新たな複数の色信号に変換する変換手段と、前記変換手段により得られた前記新たな複数の色信号の少なくとも1つに前記フィルタ設定手段により設定された前記フィルタを用いたフィルタリングを適用するフィルタリング手段と、前記変換／逆変換行列設定手段により設定された前記逆変換行列を用いて前記フィルタリング手段によるフィルタリング適用後の前記新たな色信号を前記複数の色信号に逆変換する逆変換手段とを備え、前記フィルタ設定手段は、前記モード設定手段により設定された前記モードに応じて前記フィルタを設定することを特徴とする内視鏡画像処理装置。

【0422】(付記項9) 前記変換／逆変換行列設定手段が前記モード設定手段により設定された前記モードに応じて前記変換行列及び前記逆変換行列を設定することを特徴とする付記項8に記載の内視鏡画像処理装置。

【0423】(付記項10) 内視鏡撮像装置により入力される、複数の色信号に分割された内視鏡画像に対し、所定の画像処理を施す内視鏡画像処理装置において、前記複数の色信号に分割された前記内視鏡画像に対し、適用する処理のモードを設定するモード設定手段と、少なくとも1組の変換行列及び逆変換行列を設定する変換／逆変換行列設定手段と、フィルタを設定するフィルタ設定手段と前記変換／逆変換行列設定手段により設定され

た前記変換行列を用いて前記複数の色信号を新たな複数の色信号に変換する変換手段と、前記変換手段により得られた前記新たな複数の色信号の少なくとも1つに前記フィルタ設定手段により設定された前記フィルタを用いたフィルタリングを適用するフィルタリング手段と、前記変換／逆変換行列設定手段により設定された前記逆変換行列を用いて前記フィルタリング手段によるフィルタリング適用後の前記新たな色信号を前記複数の色信号に逆変換する逆変換手段とを備え、前記変換／逆変換行列設定手段は、前記モード設定手段により設定された前記モードに応じて前記変換行列及び前記逆変換行列を設定することを特徴とする内視鏡画像処理装置。

【0424】(付記項11) 前記モード設定手段が第1のモードから第2のモードへの変更において適用する処理と、前記第2のモードから前記第1のモードへの変更において適用する処理とを異なるものとすることを特徴とする付記項8ないし10のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0425】(付記項12) 前記モード設定手段が前記複数の色信号からなる前記内視鏡画像における色調を表すデータに基づき前記モードを設定することを特徴とする付記項8ないし11のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0426】(付記項13) 前記複数の色信号からなる前記内視鏡画像に対し、少なくとも染色剤散布画像及び染色剤非散布画像の別を検出する画像検出手段を備え、前記モード設定手段が前記画像検出手段の検出結果に対応する前記モードを設定することを特徴とする付記項8ないし11のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0427】(付記項14) 前記画像検出手段が前記複数の色信号からなる前記内視鏡画像における色調を表すデータに基づく検出を行うことを特徴とする付記項13に記載の内視鏡画像処理装置。

【0428】(付記項15) 前記複数の色信号において少なくとも1つの色信号の経時的变化量を検出する変化量検出手段を備え、前記フィルタ設定手段が前記変化量検出手段の検出結果に基づき前記フィルタを設定することを特徴とする付記項1ないし14のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0429】(付記項16) 割り込み処理の発生及び／または解除を検知する検知手段を備え、前記変換／逆変換行列設定手段が前記検出手段の検知結果に基づき設定する前記変換行列及び前記逆変換行列を変更することを特徴とする付記項1ないし15のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0430】(付記項17) 割り込み処理の発生及び／または解除を検知する検知手段を備え、前記フィルタ設定手段が前記検知手段の検知結果に基づき設定する前記フィルタを変更することを特徴とする付記項1ないし1

6のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0431】(付記項18) 割り込み処理の発生及び／または解除を検知する検知手段を備え、前記モード設定手段が前記検知手段の検知結果に基づき前記モードを変更することを特徴とする付記項8ないし17のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0432】(付記項19) 前記検知手段の検知結果が割り込み処理の発生を検知した時点における前記変換行列及び前記逆変換行列及び／または前記フィルタを格納する格納手段を備え、前記変換／逆変換行列設定手段が前記検知手段が割り込み処理の解除を検知した時点で前記格納手段に格納した前記変換行列及び前記逆変換行列を設定すること及び／または前記フィルタ設定手段が前記検知手段が割り込み処理の解除を検知した時点で前記格納手段に格納した前記フィルタを設定することを特徴とする付記項16ないし18のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0433】(付記項20) 前記検知手段の検知結果が割り込み処理の発生を検知した時点における前記モードを格納するモード格納手段を備え、前記モード設定手段が前記検知手段が割り込み処理の解除を検知した時点で前記モード格納手段に格納したモードを設定することを特徴とする付記項18に記載の内視鏡画像処理装置。

【0434】(付記項21) 前記割り込み処理が内視鏡撮像装置におけるフリーズ機能による静止画像発生処理であることを特徴とする付記項16ないし20のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0435】(付記項22) 前記割り込み処理が内視鏡撮像装置におけるモノクロ観察機能によるモノクロ画像発生処理であることを特徴とする付記項16ないし20のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0436】(付記項23) 前記フィルタ設定手段が前記新たな複数の色信号の少なくとも1つに対して特定の周波数帯域を強調する特性を備える前記フィルタを設定することを特徴とする付記項1ないし22のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0437】(付記項24) 前記フィルタ設定手段が前記新たな複数の色信号の少なくとも1つに対して特定の周波数帯域を抑制する特性を備える前記フィルタを設定することを特徴とする付記項1ないし23のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0438】(付記項25) 前記フィルタ設定手段が強調の程度が異なる複数の前記フィルタを段階的に設定することを特徴とする付記項1ないし24のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0439】(付記項26) 前記複数の色信号からなる前記内視鏡画像に対し、特徴量を算出する特徴量算出手段を備え、前記フィルタ設定手段が前記特徴量算出手段により算出された特徴量に基づき前記フィルタを設定することを特徴とする付記項1ないし25のいずれか1つ

に記載の内視鏡画像処理装置。

【0440】(付記項27) 前記特徴量算出手段が前記複数の色信号における少なくとも1つの色信号の濃度値に基づく特徴量を算出することを特徴とする付記項26に記載の内視鏡画像処理装置。

【0441】(付記項28) 前記特徴量算出手段が前記複数の色信号における少なくとも1つの色信号の周波数成分に基づく特徴量を算出することを特徴とする付記項26または27記載の内視鏡画像処理装置。

【0442】(付記項29) 前記特徴量算出手段が通過帯域の異なる複数の帯域通過フィルタリングによる処理結果に基づく特徴量を算出することを特徴とする付記項26ないし28のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0443】(付記項30) 前記特徴量算出手段により算出された特徴量に基づき、前記フィルタリング手段が設定する前記フィルタの強調する周波数帯域を変更することを特徴とする付記項26ないし29のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0444】(付記項31) 内視鏡が体腔内に挿入されているか否かを検出する検出手段を備え、前記フィルタ設定手段が前記検出手段の検出結果に基づき前記フィルタを変更することを特徴とする付記項1ないし30のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0445】(付記項32) 前記検出手段が前記複数の色信号からなる前記内視鏡画像における色調に基づき前記内視鏡が体腔内に挿入されているか否かを検出することを特徴とする付記項31に記載の内視鏡画像処理装置。

【0446】(付記項33) 前記検出手段が前記複数の色信号における少なくとも1つの色信号の経時的変化量に基づき前記内視鏡が体腔内に挿入されているか否かを検出することを特徴とする付記項31または32記載の内視鏡画像処理装置。

【0447】(付記項34) 前記複数の色信号からなる前記内視鏡画像において、前記複数の色信号を構成する各色信号の値の比に基づく値を用いて前記フィルタ及び／または前記変換行列及び／または前記逆変換行列及び／または前記モードを設定することを特徴とする付記項1ないし33のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0448】(付記項35) 前記複数の色信号がRGB画像データからなることを特徴とする付記項1ないし34のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0449】(付記項36) 前記フィルタリング手段がデジタルフィルタリング実行手段からなることを特徴とする付記項1ないし35のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0450】(付記項37) 前記フィルタリング手段が空間周波数領域上におけるフィルタリング実行手段から

なることを特徴とする付記項1ないし36のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0451】(付記項38)内視鏡撮像装置における色調設定手段の設定状況を検知する色調設定検知手段を備え、前記フィルタ設定手段が前記色調設定検知手段の検知結果に基づき前記フィルタを設定することを特徴とする付記項1ないし37のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0452】(付記項39)内視鏡撮像装置における色調設定手段の設定状況を検知する色調設定検知手段を備え、前記変換／逆変換行列設定手段が前記色調設定検知手段の検知結果に基づき前記変換行列及び前記逆変換行列を設定することを特徴とする付記項1ないし38のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0453】(付記項40)複数の画像検出手段と、内視鏡撮像装置における色調設定手段の設定状況を検知する色調設定検知手段とを備え、前記色調設定検知手段の検知結果に基づき前記複数の画像検出手段の少なくとも1つを選択して使用することを特徴とする付記項4ないし7及び13のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0454】(付記項41)内視鏡撮像装置における前記色調検知設定手段が前記内視鏡画像を構成する前記複数の色信号の少なくとも1つの色信号において、内視鏡画像処理装置への出力レベルを変更する出力レベル変更手段であることを特徴とする付記項38ないし40のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0455】(付記項42)前記変換／逆変換行列設定手段が大きさ $3 \times 3$ の行列である前記変換行列及び前記逆変換行列を設定することを特徴とする付記項1ないし41のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0456】(付記項43)前記画像検出手段が前記複数の色信号からなる前記内視鏡画像において、前記複数の色信号を構成する各色信号の値の比に基づく値を用いて検出を行うことを特徴とする付記項14及び40のいずれか1つに記載の内視鏡画像処理装置。

【0457】(付記項44)内視鏡撮像装置により入力される、複数の色信号に分割された内視鏡画像に対し、所定の画像処理を施す内視鏡画像処理方法において、少なくとも1組の変換行列及び逆変換行列を設定する変換／逆変換行列設定ステップと、フィルタを設定するフィルタ設定ステップと前記変換／逆変換行列設定ステップにより設定された前記変換行列を用いて前記複数の色信号を新たな複数の色信号に変換する変換ステップと、前記変換ステップにより得られた前記新たな複数の色信号の少なくとも1つに前記フィルタ設定ステップにより設定された前記フィルタを用いたフィルタリングを適用するフィルタリングステップと、前記変換／逆変換行列設定ステップにより設定された前記逆変換行列を用いて前記フィルタリングステップによるフィルタリング適用後

の前記新たな色信号を前記複数の色信号に逆変換する逆変換ステップとを備え、前記フィルタ設定ステップは内視鏡画像を構成する前記複数の色信号に基づきフィルタを設定することを特徴とする内視鏡画像処理方法。

【0458】

【発明の効果】以上説明したように本発明の内視鏡画像処理装置によれば、フィルタ設定手段が内視鏡画像を構成する複数の色信号に基づきフィルタを設定するので、内視鏡画像に対し、画像ごとに最適な画像処理を適用することができるとともに、ハードウェア化においても低コスト化を図ることができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施例に係る画像処理装置を備えた電子内視鏡システムの構成を示す構成図

【図2】図1の内視鏡システムの詳細な構成を示すブロック構成図

【図3】図1の画像処理装置の構成を示す構成図

【図4】図3の画像処理部の構成を示すブロック図

【図5】図4の画像処理部における強調処理非適用時のフィルタを説明するための説明図

【図6】図4の画像処理部での処理の流れを示すフローチャート

【図7】図4の画像処理部における画素のサンプリング動作を説明するための説明図

【図8】図4の画像処理部におけるサンプリングを説明するための説明図

【図9】図6の明部画素除外処理の処理の流れを示すフローチャート

【図10】図6の暗部画素除外処理の処理の流れを示すフローチャート

【図11】図6のモード設定処理の処理の流れを示すフローチャート

【図12】図11のモード設定処理を説明するための説明図

【図13】図4のフィルタリング回路に適用するフィルタF<sub>e</sub>及びノイズ抑制フィルタF<sub>n,r</sub>の周波数伝達特性の概要を示す説明図

【図14】図11のモード設定処理において使用する2次元配列の第1の作成方法の流れを示す第1のフローチャート

【図15】図11のモード設定処理において使用する2次元配列の第1の作成方法の流れを示す第2のフローチャート

【図16】図11のモード設定処理において使用する2次元配列の第2の作成方法の流れを示す第1のフローチャート

【図17】図11のモード設定処理において使用する2次元配列の第2の作成方法の流れを示す第2のフローチャート

【図18】図11のモード設定処理において使用する2

次元配列の第2の作成方法の流れを示す第3のフローチャート

【図19】本発明の第2実施例に係る調色機能を説明するための説明図

【図20】図19の調色機能における色調パラメータによる2次元領域分布を説明する説明図

【図21】本発明の第4実施例に係る画像処理部のフィルタリング回路に適用するフィルタF<sub>e</sub>及びノイズ抑制フィルタF<sub>n r</sub>の周波数伝達特性の概要を示す説明図

【図22】図21の特性を有するフィルタを設定するフィルタ設定回路の動作を説明するフローチャート

【図23】本発明の第5実施例に係る画像処理部の強調処理の動作の概念を説明するためのフローチャート

【図24】図23の画像変化量算出方法の具体例を説明するためのフローチャート

【図25】本発明の第6実施例に係る強調処理におけるモード決定回路及びフィルタ設定回路の動作を説明するためのフローチャート

【図26】本発明の第7実施例に係る画像処理部の構成を示すブロック図

【図27】図26のフィルタリング回路に適用するフィルタF<sub>e A</sub>, F<sub>e B</sub>, F<sub>e C</sub>の周波数伝達特性の概要を示す説明図

【図28】図26の構造成分量算出回路の動作を説明するためのフローチャート

【図29】図26の構造成分量算出回路の処理において適用されるフィルタF<sub>b p A</sub>, F<sub>b p B</sub>及びF<sub>b p C</sub>と対応するフィルタF<sub>e A</sub>, F<sub>e B</sub>及びF<sub>e C</sub>との周波数伝達特性との間の関係の概念を説明するための説明図

【図30】図26の画像処理部で処理される内視鏡画像の周波数成分量の分布量の概念を示す説明図

【図31】本発明の第8実施例に係る画像処理部の構成を示すブロック図

【図32】図31のフィルタリング回路に適用するフィルタF<sub>e A</sub>, F<sub>e B</sub>, F<sub>e C</sub>の周波数伝達特性の概要を示す説明図

【図33】図31の構造／ノイズ成分比算出回路の動作を説明するためのフローチャート

【図34】本発明の第9実施例に係るサンプリング画素Pの色調を判定するためのパラメータx及びyの取り得る2次元領域を説明する説明図

【図35】図34の2次元領域に対するモード決定処理

の詳細を説明するための第1のフローチャート

【図36】図34の2次元領域に対するモード決定処理の詳細を説明するための第2のフローチャート

【図37】図34の2次元領域に対する画素値の変動が少ないということを利用したモード4の判定方法を説明するフローチャート

【図38】サンプリング画素が図34における領域4へ時間的に安定して集中するためフィルタ設定モードの変化が少ないと利用したモード4の設定方法を説明するフローチャート

【図39】図36の処理において設定された変数m o d eの配列m o d e [ i ]への格納方法を説明するフローチャート

#### 【符号の説明】

1…電子内視鏡システム

2…電子内視鏡装置

3…画像処理装置

4…内視鏡画像記録装置

6…電子内視鏡

7…観測装置

7 A…光源部

7 B…信号処理部

8…観察用モニタ

4 0…中央処理装置

4 1…情報入力装置

4 2…主記憶装置

4 3…画像入力 I / F

4 4…外部記憶装置

4 5…R O M

4 6…画像記憶装置 I / F

4 7…画像処理部

5 0…プロセス制御回路

5 1…R A M

5 2…制御回路

5 3…座標軸変換回路

5 4 a, 5 4 b, 5 4 c…フィルタリング回路

5 5…座標軸逆変換回路

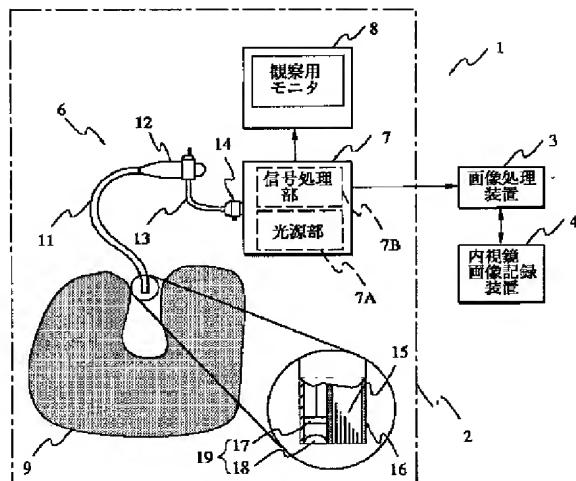
5 6 a, 5 6 b, 5 6 c, 6 0 a, 6 0 b, 6 0 c…データ変換回路

5 7…変換／逆変換行列設定回路

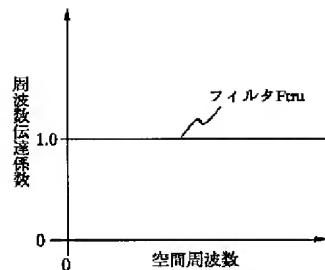
5 8…フィルタ設定回路

5 9…モード決定回路

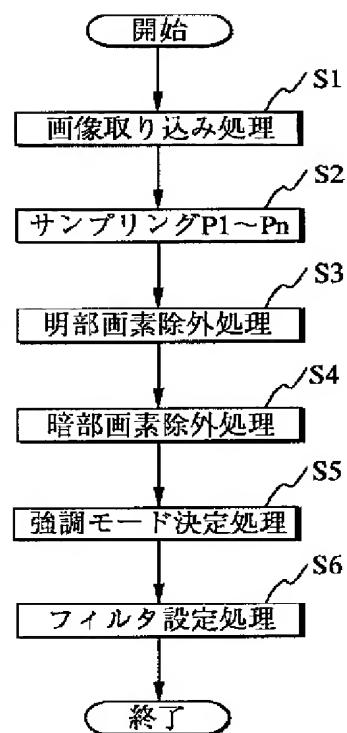
【図1】



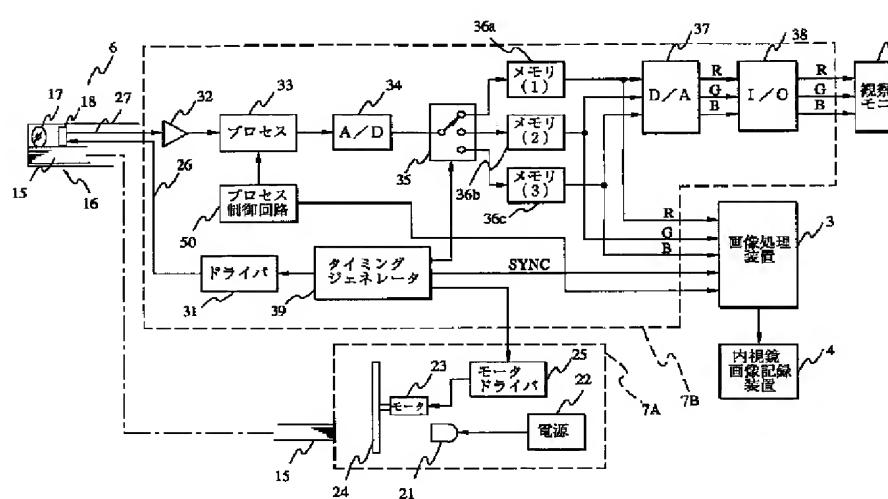
【図5】



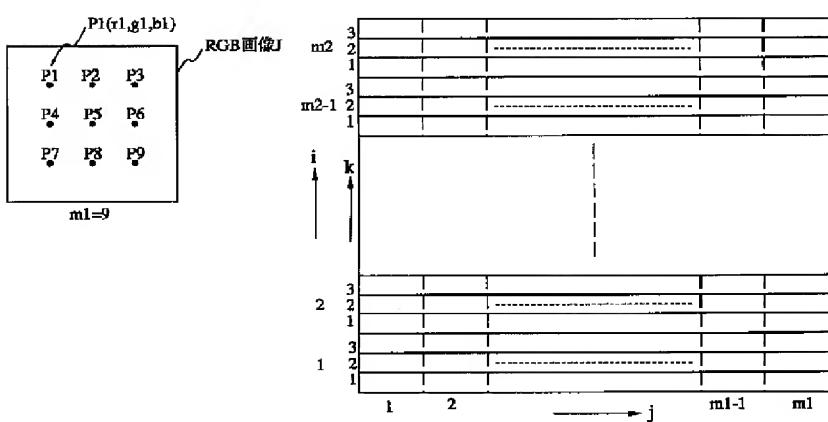
【図6】



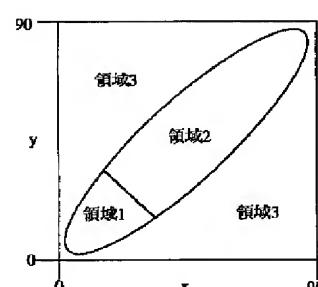
【図2】



【図7】

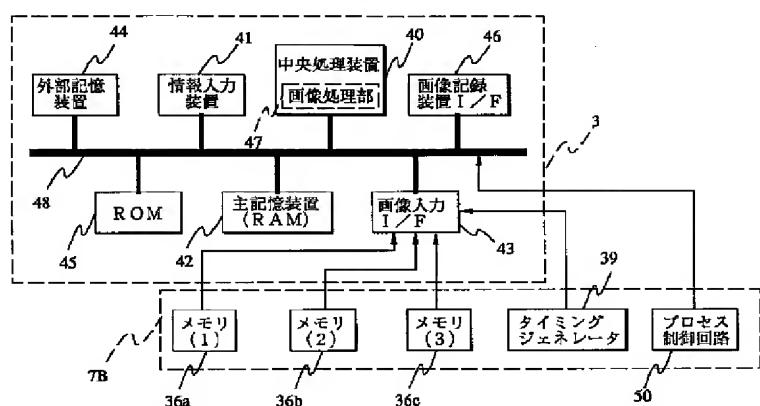


【図8】

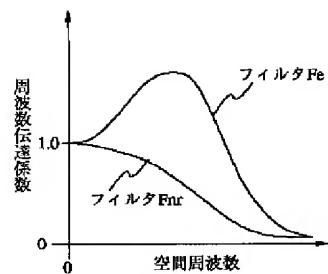


【図12】

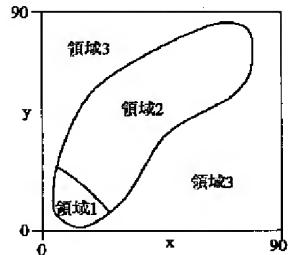
【図3】



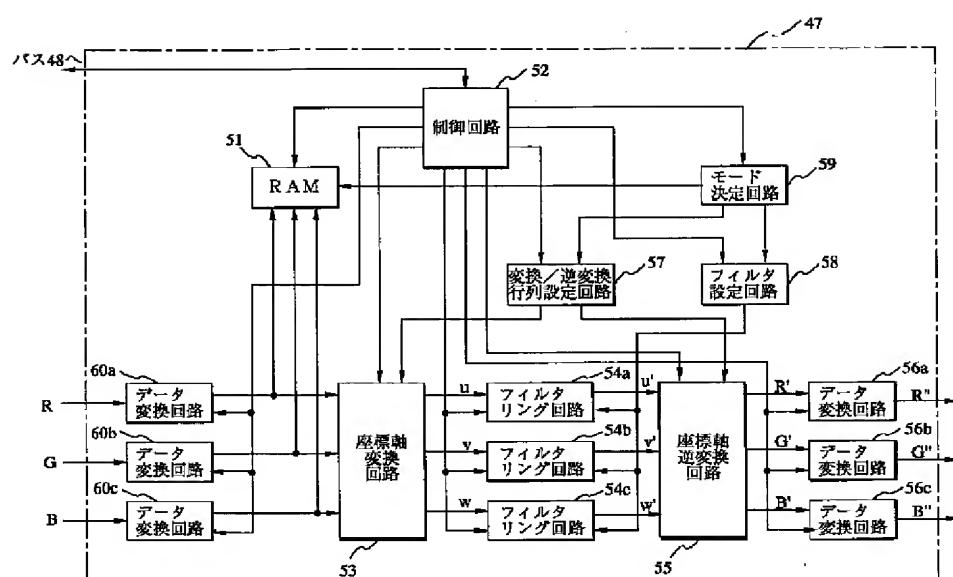
【図13】



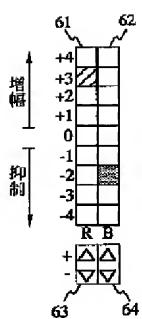
【図20】



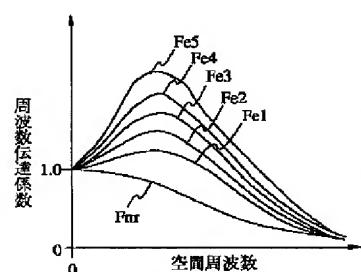
【図4】



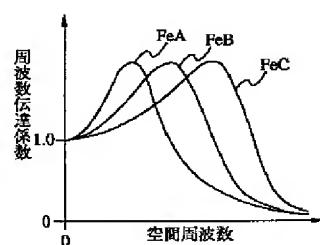
【図19】



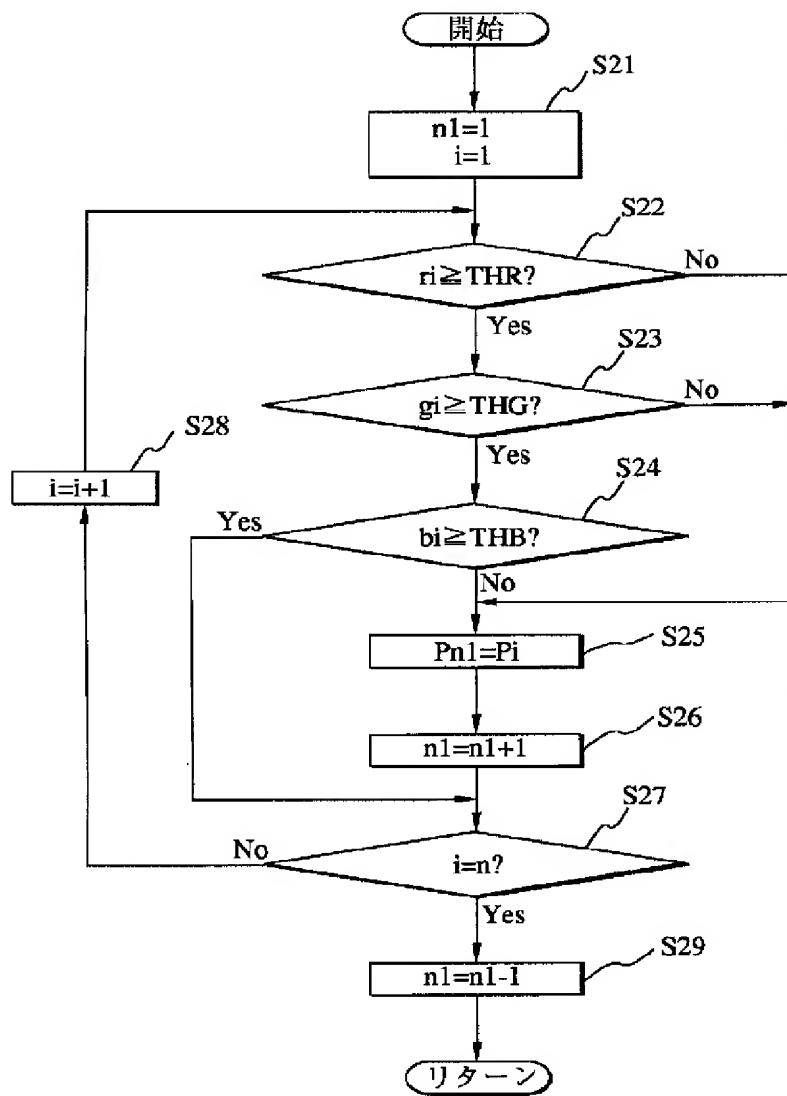
【図21】



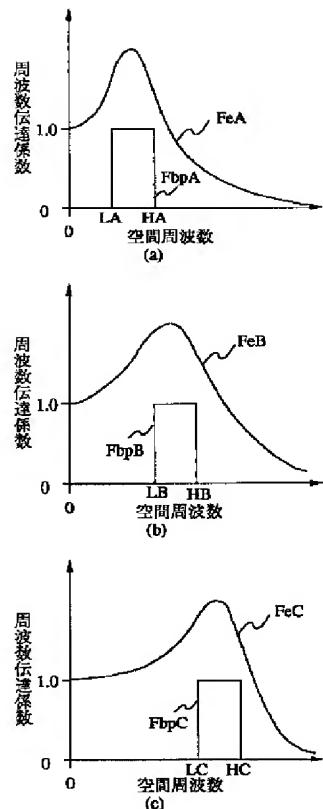
【図27】



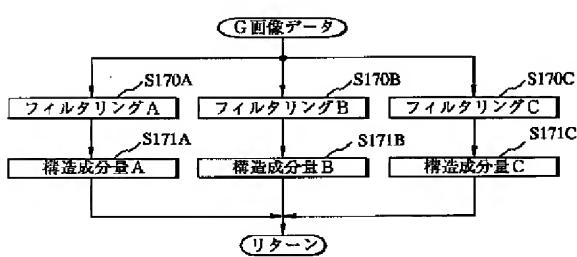
【図9】



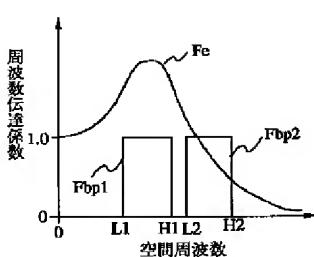
【図29】



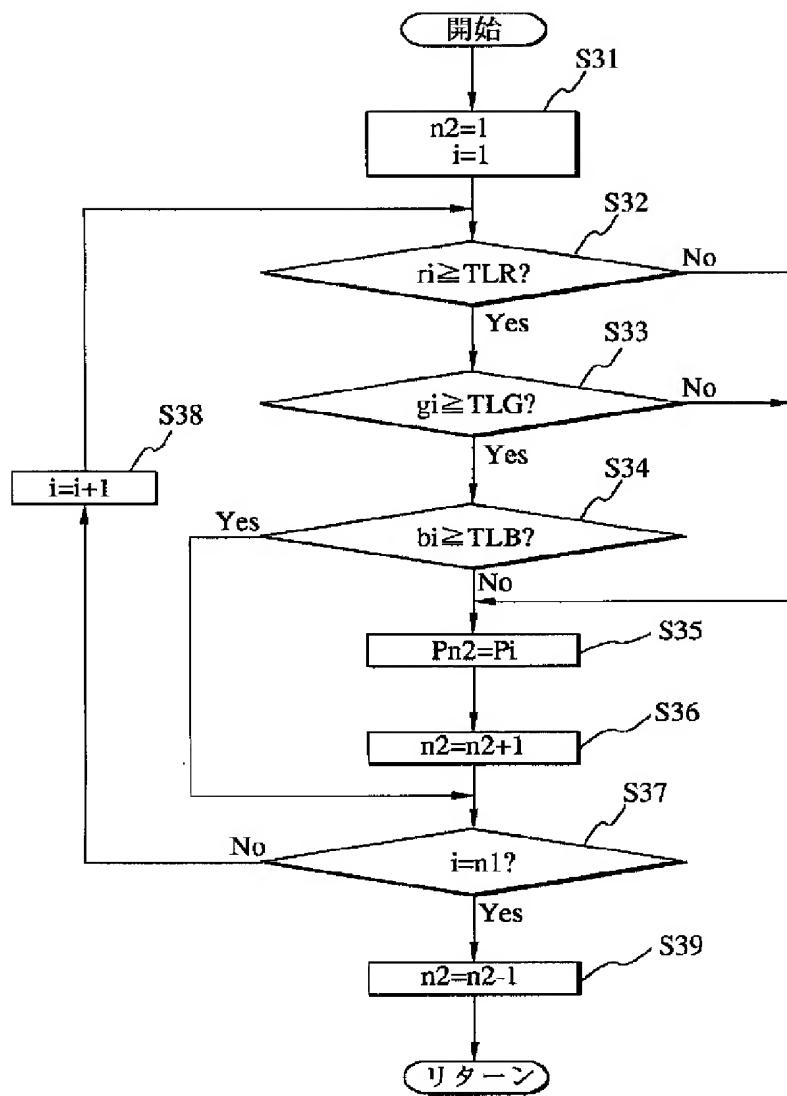
【図28】



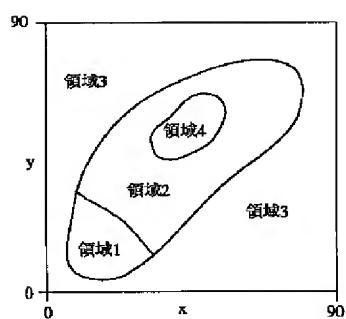
【図32】



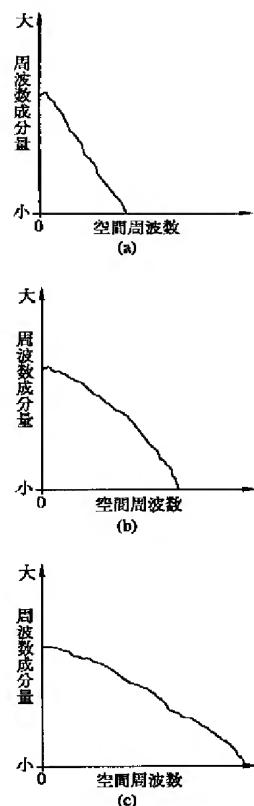
【図10】



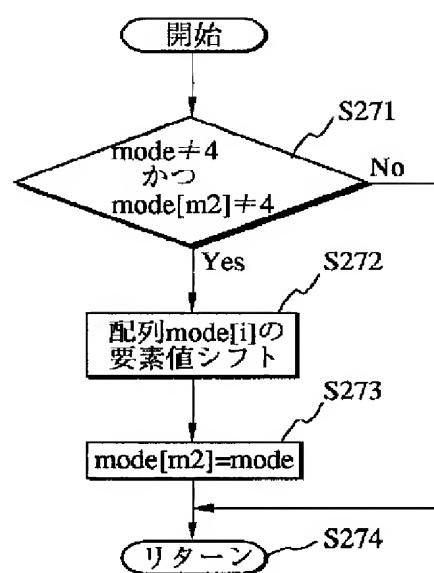
【図34】



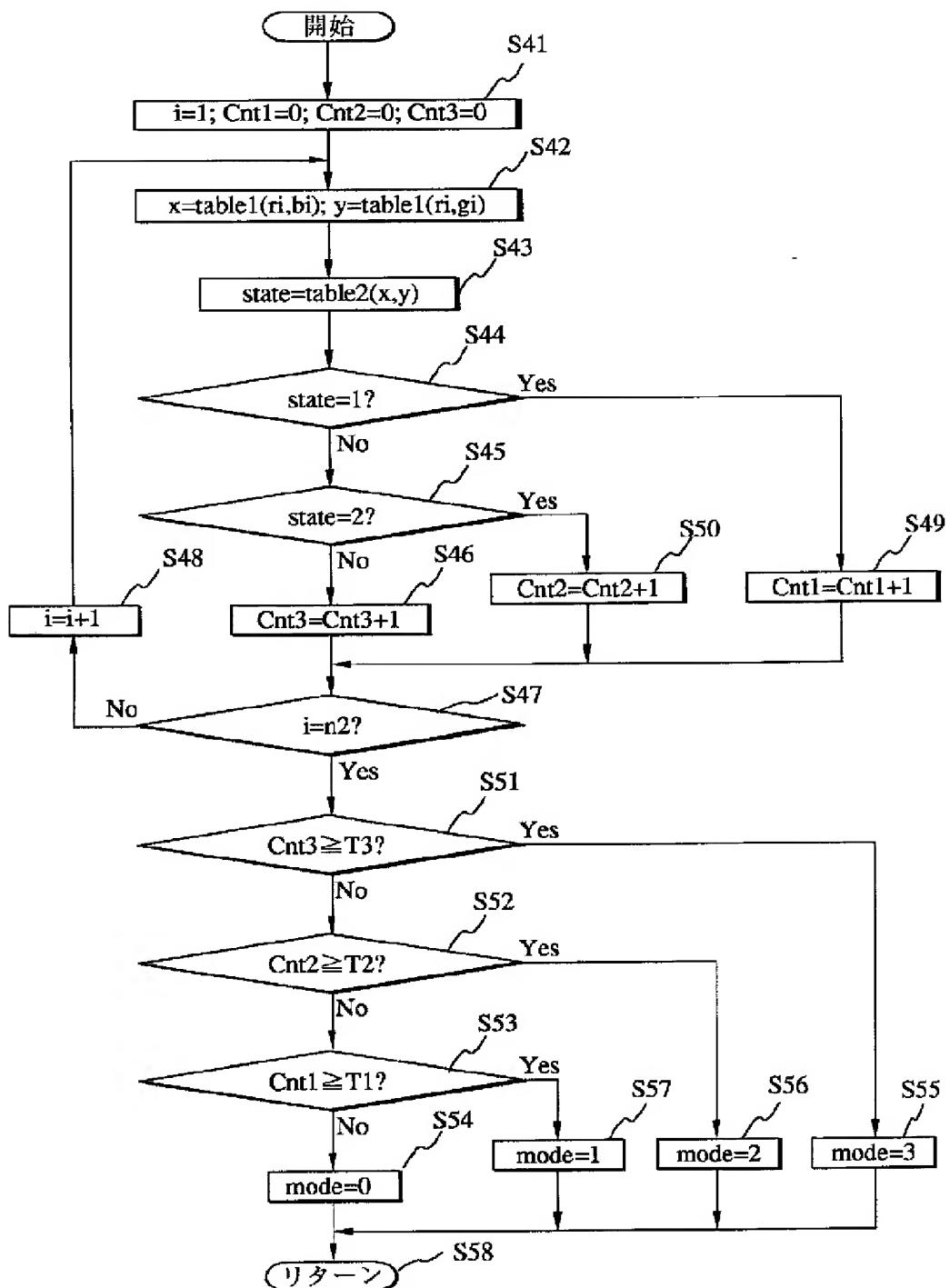
【図30】



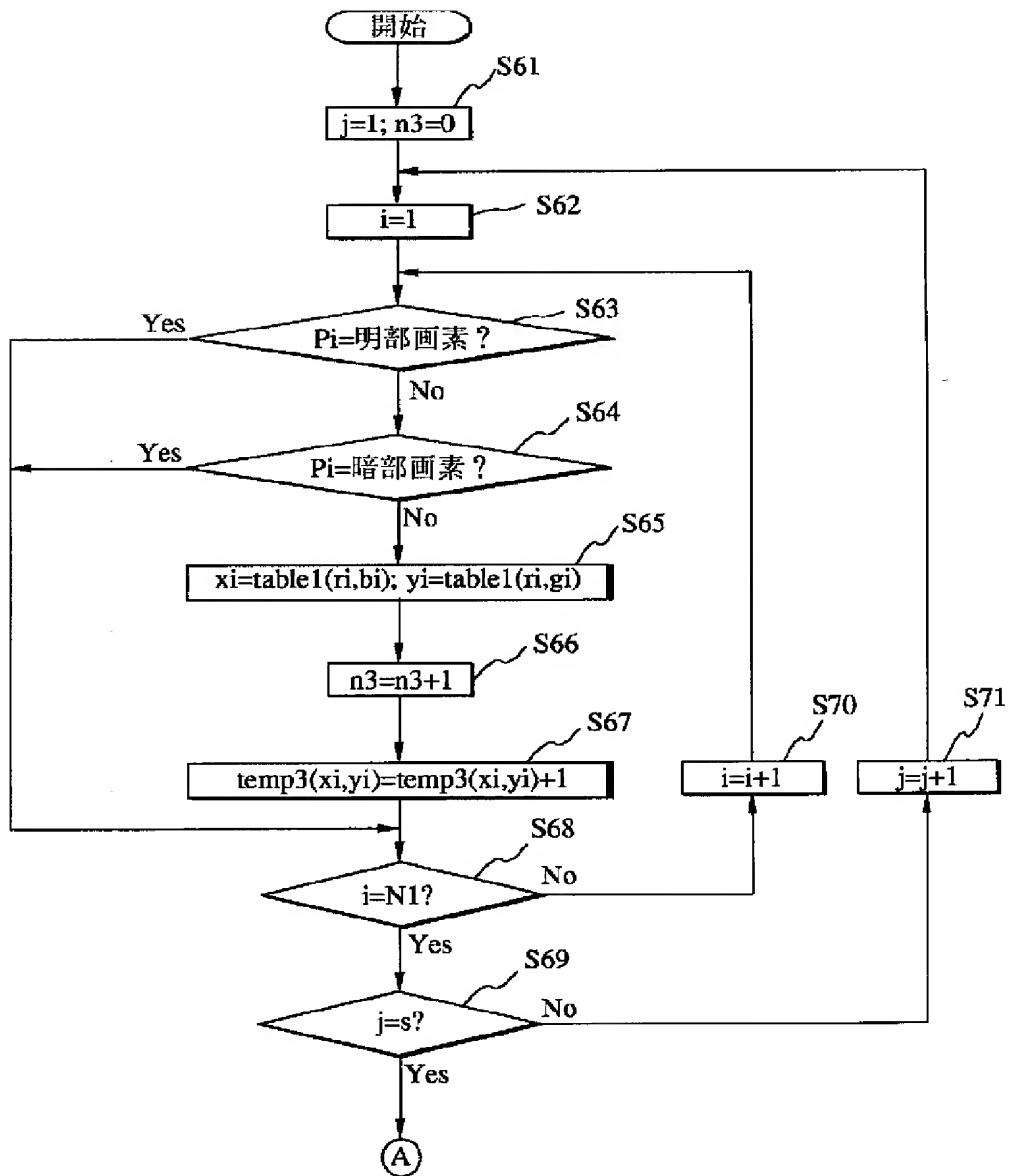
【図39】



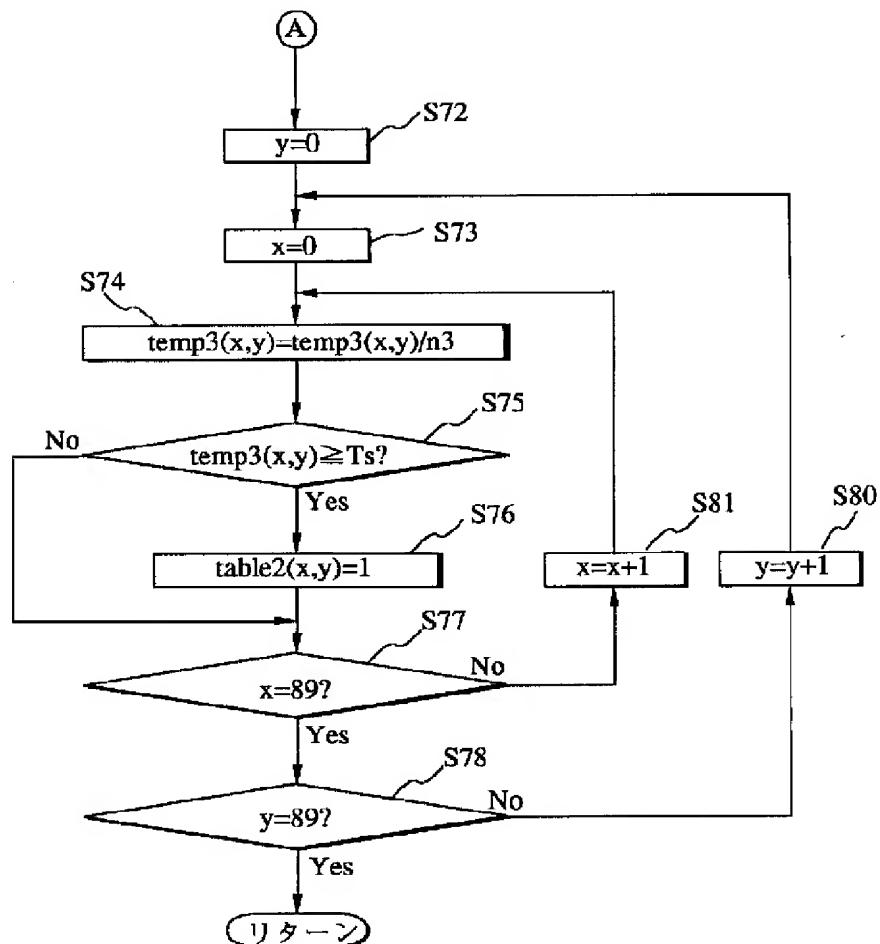
【図11】



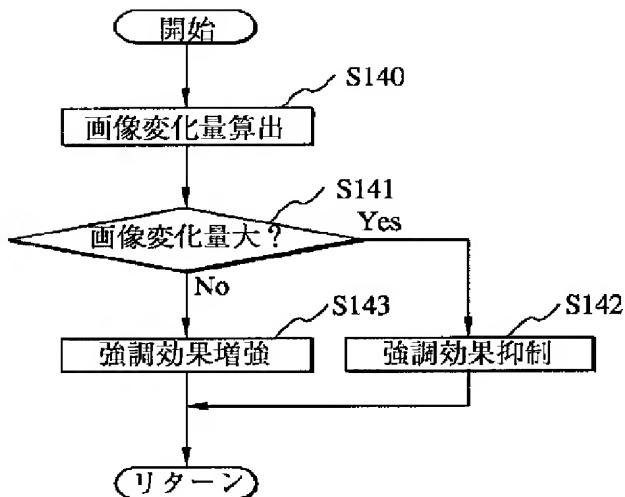
【図14】



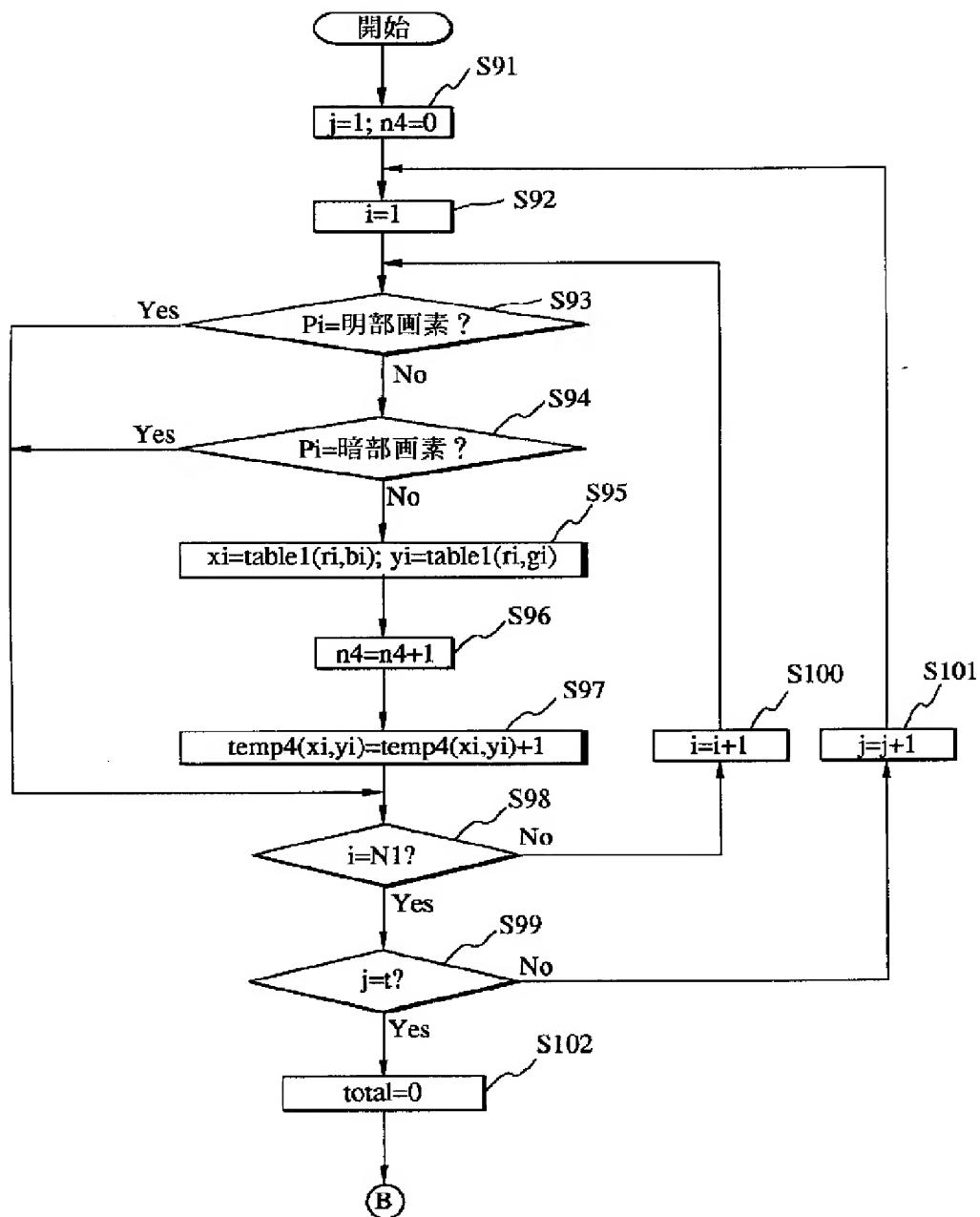
【図15】



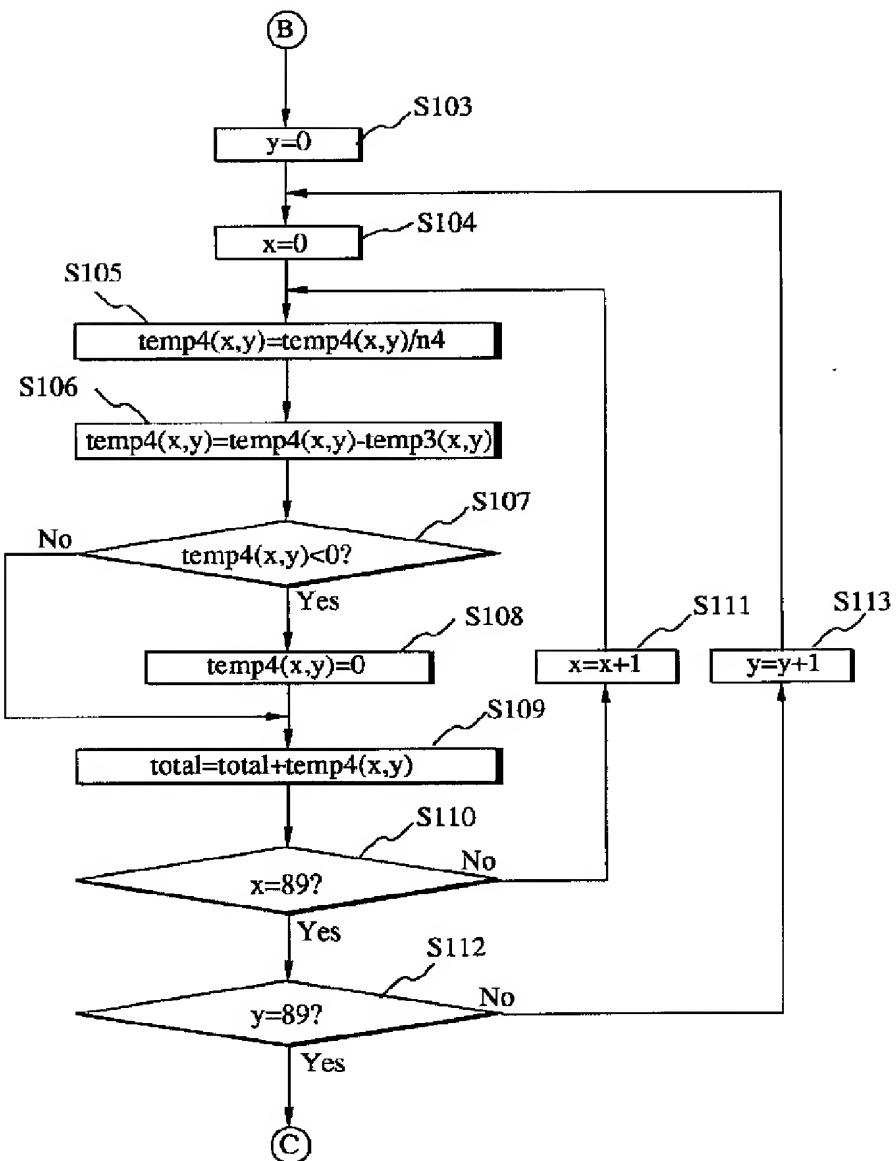
【図23】



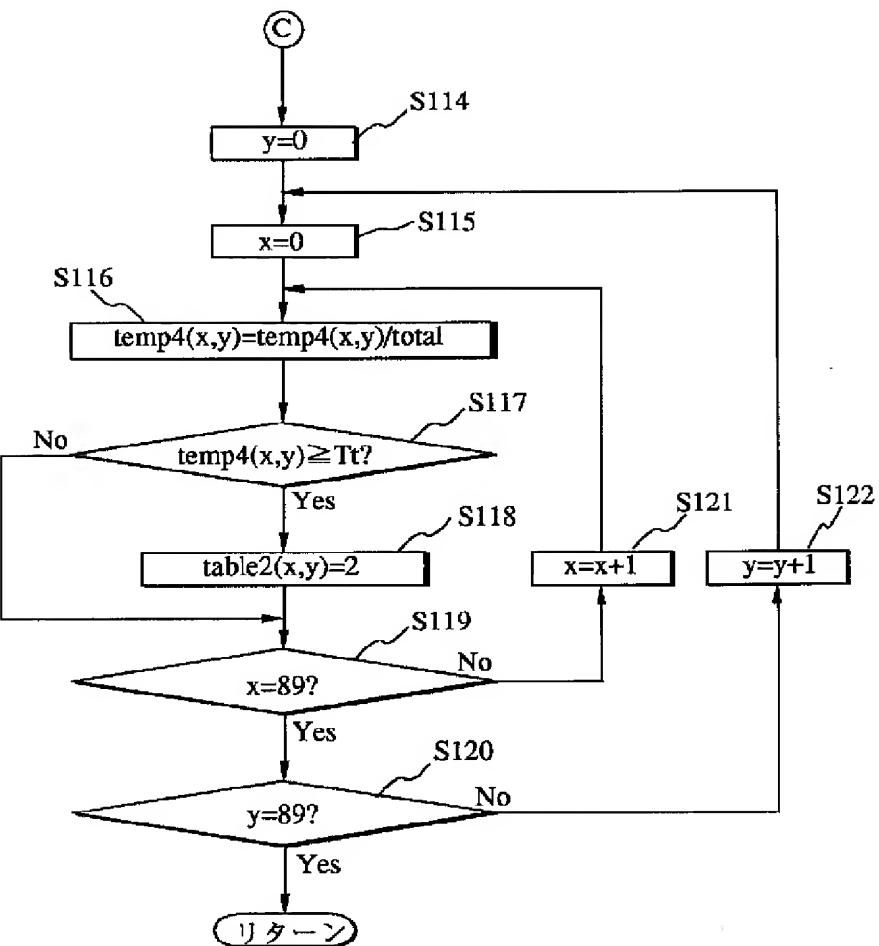
【図16】



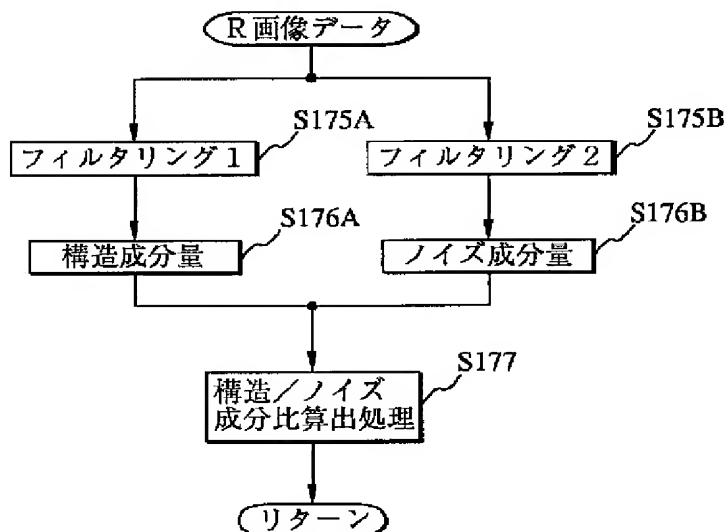
【図17】



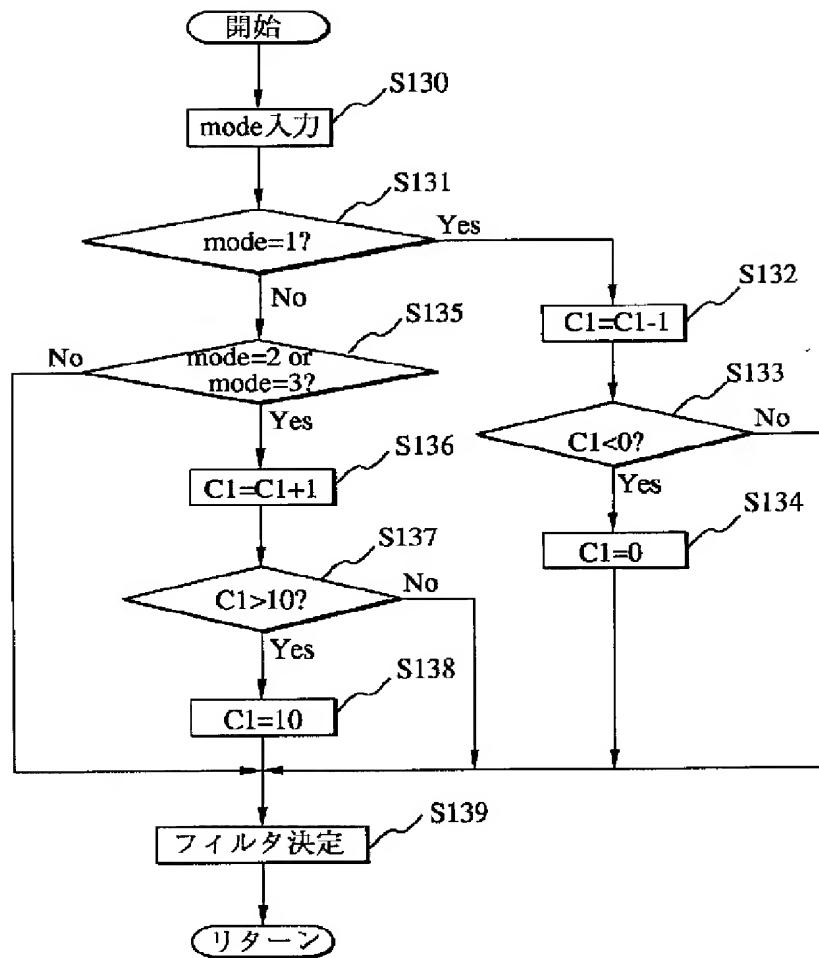
【図18】



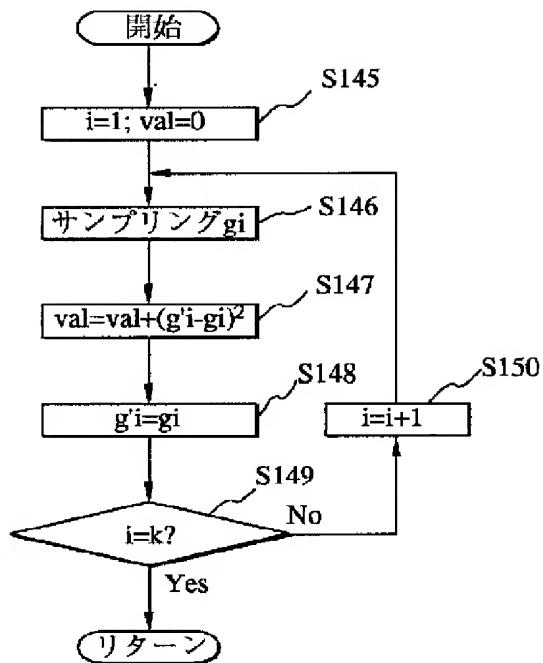
【図33】



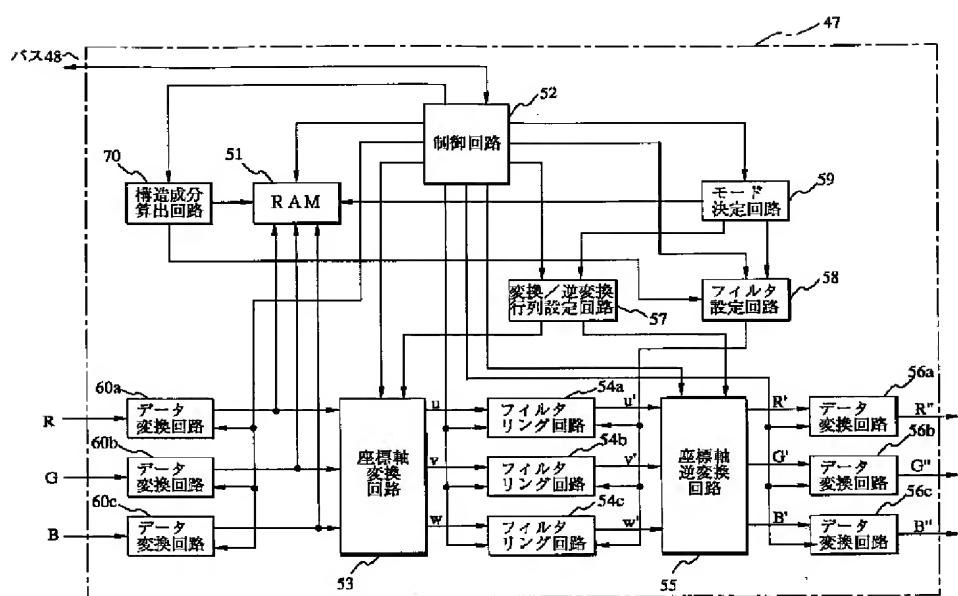
【図22】



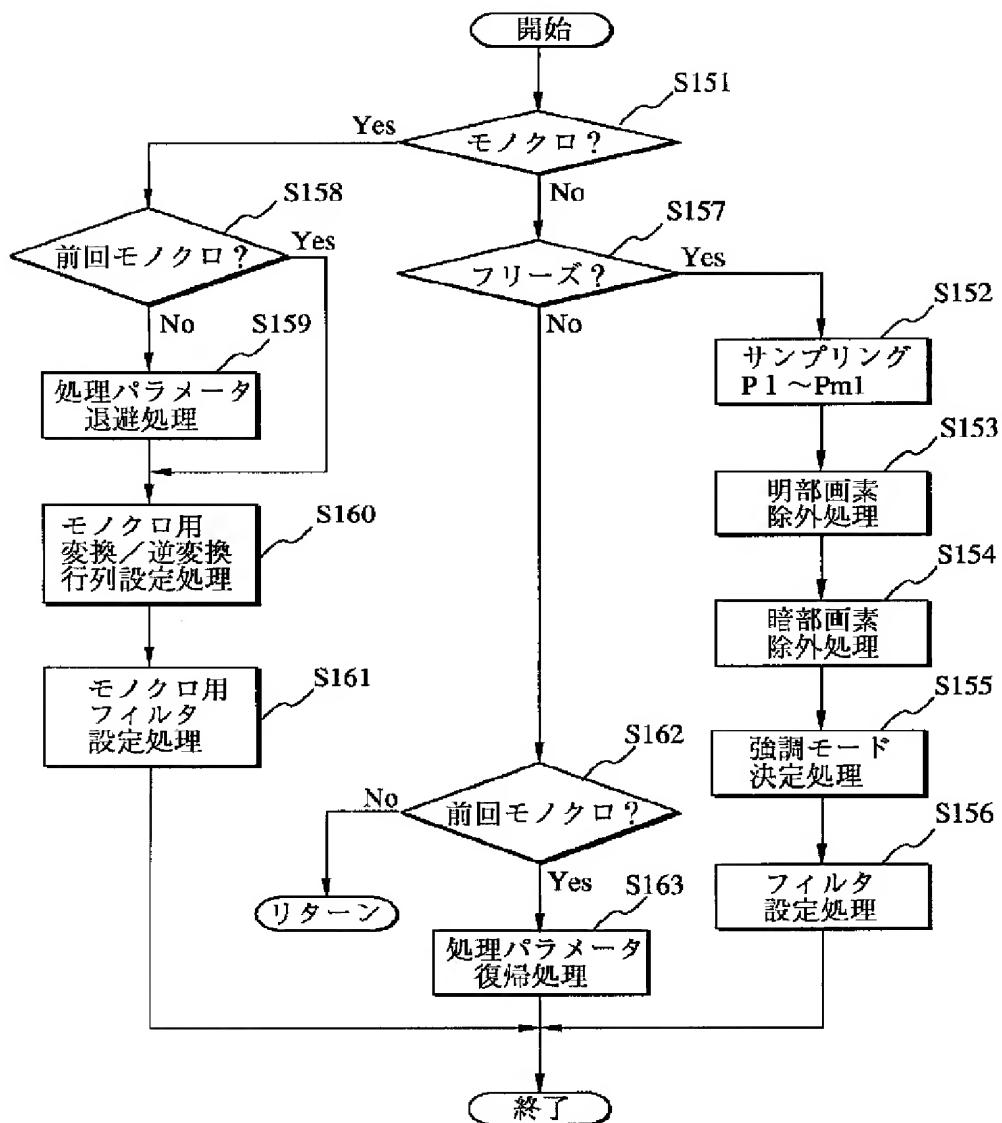
【図24】



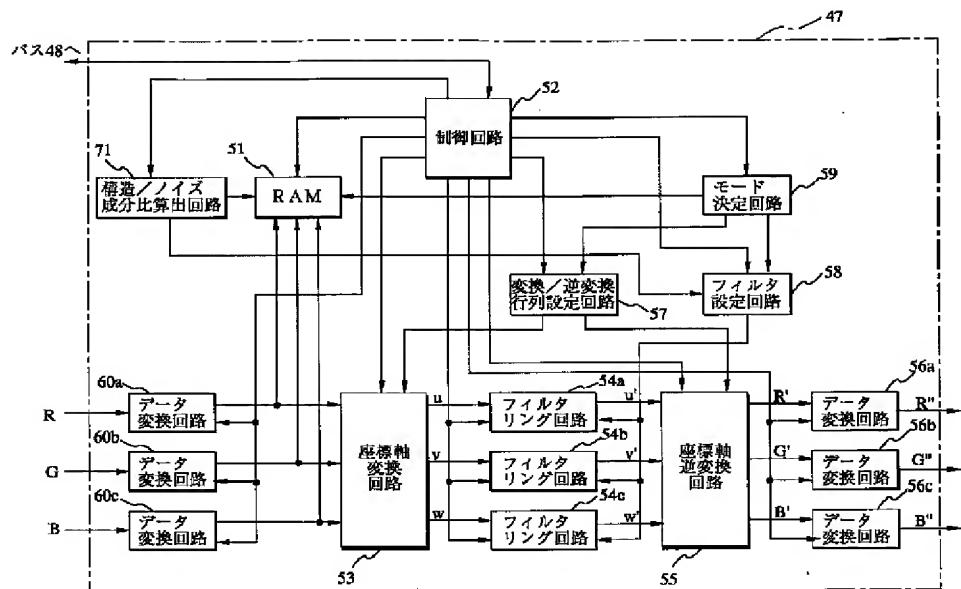
【図26】



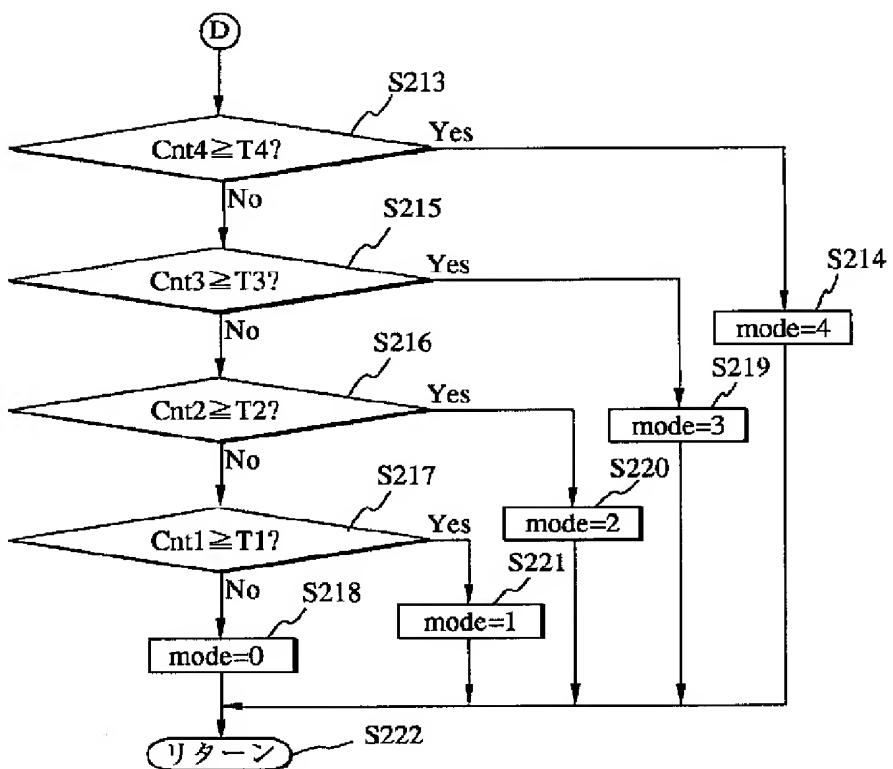
【図25】



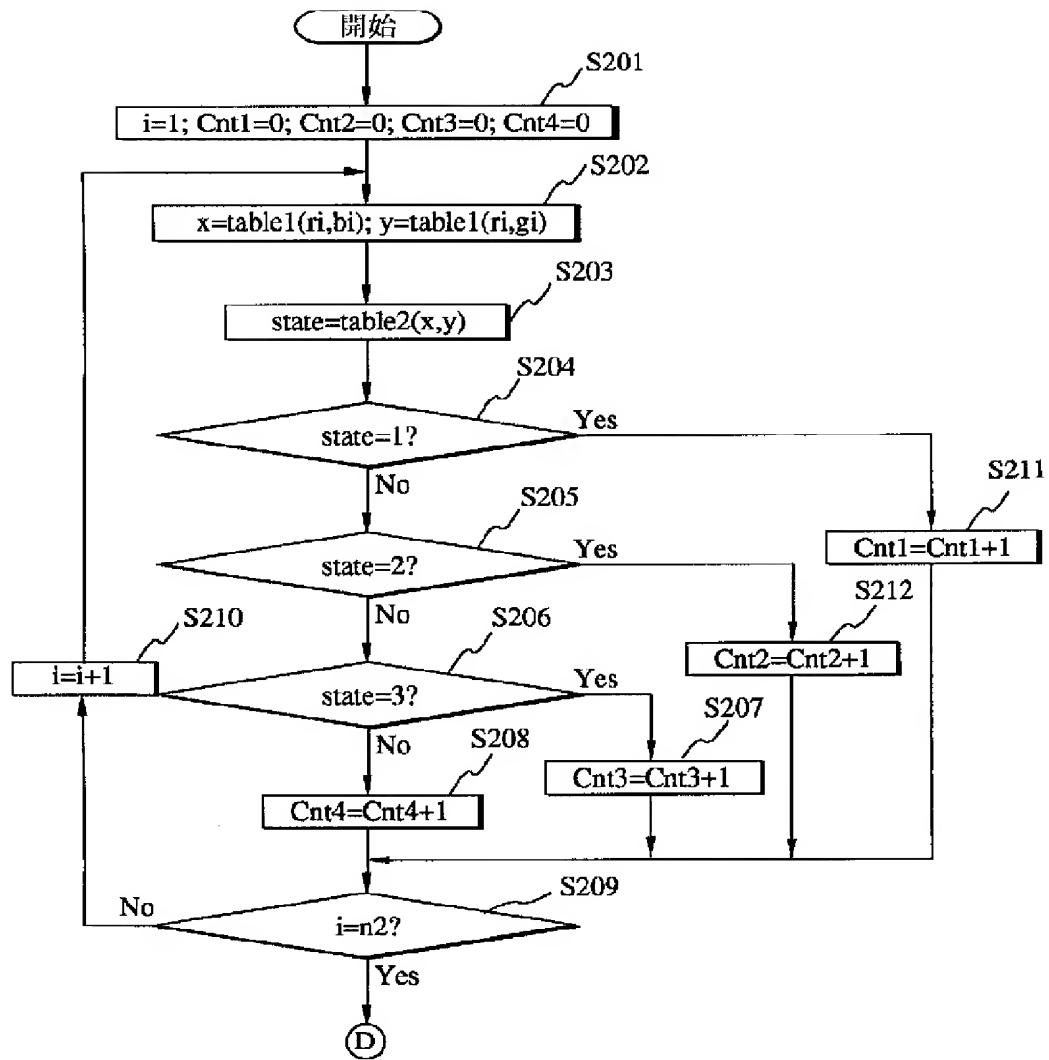
【図31】



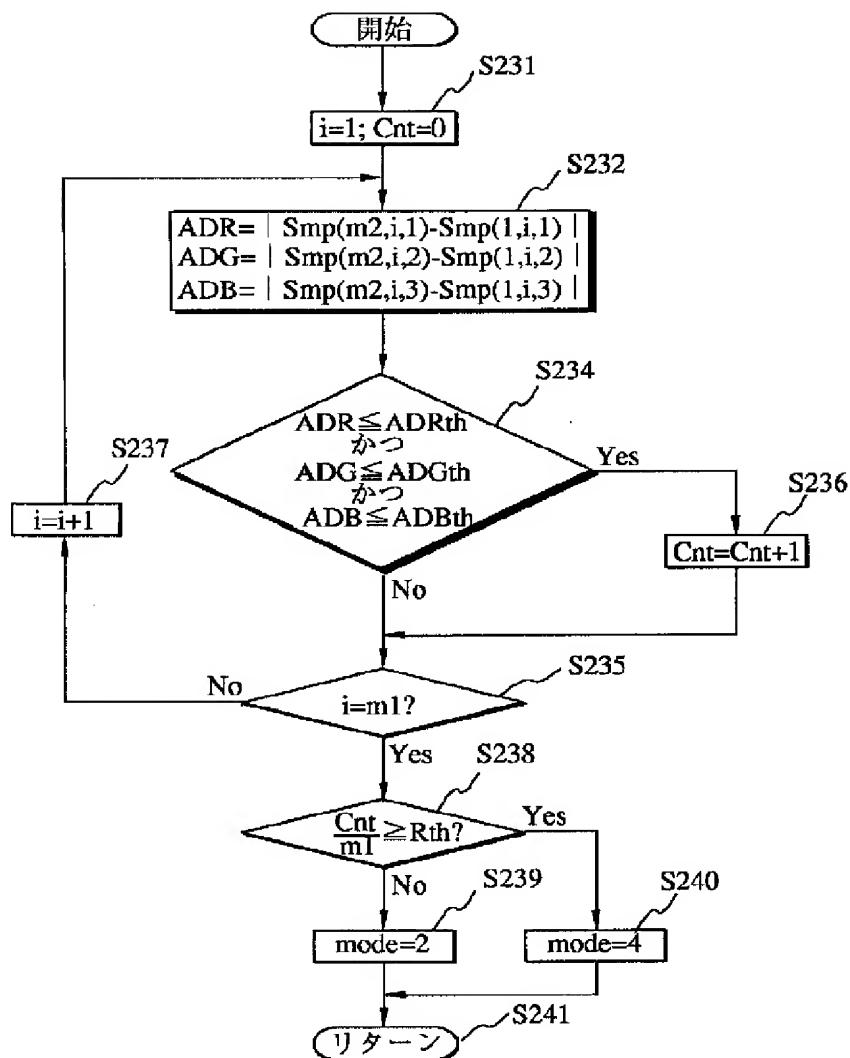
【図36】



【図35】



【図37】



【図38】

